

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE MEDICINA

Departamento de Cirugía



**PROPUESTA DE UN PROTOCOLO DE PRUEBAS DE
EVALUACIÓN CINÉTICA DEL MIEMBRO INFERIOR:
ESTUDIO DE CRITERIOS DE REFERENCIA EN UNA
POBLACIÓN CONTROL**

**MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR
PRESENTADA POR**

Julia Arroyo Martín

Bajo la dirección de los doctores

Francisco Forriol Campos
Javier Vaquero Martín

Madrid, 2013

Propuesta de un protocolo de pruebas de evaluación cinética del miembro inferior. Estudio de criterios de referencia en una población control

TESIS DOCTORAL

Julia Arroyo Martín

Licenciada en Medicina

Directores:

Prof. Francisco Forriol Campos

Prof. Javier Vaquero Martín

Universidad Complutense de Madrid

Facultad de Medicina

Departamento de Cirugía

2012



D. Javier Vaquero Martín, especialista en Traumatología y Cirugía Ortopédica, Doctor en Medicina, Profesor Titular de Universidad, de Traumatología y Cirugía Ortopédica, de la Universidad Complutense de Madrid y D. Francisco Forriol Campos, especialista en Traumatología y Cirugía Ortopédica, Doctor en Medicina y Cirugía, Catedrático de Cirugía Ortopédica y Traumatología, de la Facultad de Medicina, de la Universidad San Pablo - CEU, Campus de Montepríncipe, en Boadilla del Monte, Madrid

CERTIFICAN

Que D^a Julia Arroyo Martín, licenciada en Medicina por la Universidad Complutense de Madrid, ha realizado la presente Tesis Doctoral, bajo nuestra tutela y dirección,

Y para que conste, firmamos la presente en Madrid, a 14 de septiembre de 2012

Javier Vaquero Martín

Francisco Forriol Campos

A mi familia

AGRADECIMIENTOS

Quiero agradecer todo el apoyo recibido de familiares, amigos y compañeros que han hecho posible que pueda realizar, y terminar, este trabajo. En especial, debo mencionar:

Al Dr. Francisco Forriol, por contar conmigo desde el comienzo del proyecto, por todos sus sabios consejos y su ayuda incondicional.

Al Dr. Javier Vaquero, por su inestimable ayuda y colaboración que han sido fundamentales para poder completar el trabajo felizmente.

Al Dr. Michael Fredericson y el Dr. Gary Fanton de la Universidad de Stanford, porque mi trabajo con ellos en Medicina Deportiva ha sido una experiencia inmensamente enriquecedora.

A mis compañeros durante la residencia, por su ayuda y colaboración durante unos años inolvidables. No puedo dejar de mencionar a los doctores Manuel Leyes, Manuel Miranda, Eulogio Martín y Federico Báñez, por todo lo aprendido con ellos y gracias a ellos.

A Carmen y Tomás, por su cariño y generosidad a lo largo de los años.

A mis padres, Carmen Julia y Eduardo, y mi hermano Eduardo, por darme tanto amor y una vida feliz llena de oportunidades.

A Juan, porque tengo la suerte de compartir con él la vida, aventuras y sueños. Gracias por hacerlos, cada día, realidad.

ÍNDICE

1	INTRODUCCIÓN.....	11
1.1	ORIGEN DEL TRABAJO	13
1.2	LA BIOMECÁNICA Y EL ESTUDIO CIENTÍFICO DEL MOVIMIENTO.....	14
1.3	BIOMECÁNICA DE LA MARCHA HUMANA.....	15
1.3.1	El ciclo de la marcha.....	17
1.3.2	Cinética de la marcha.....	21
1.4	BIOMECÁNICA DE LA CARRERA.....	25
1.4.1	Cinética de la carrera	27
1.5	BIOMECÁNICA DEL SALTO.....	30
1.5.1	Cinética del salto	32
1.6	EL ESTUDIO DE LAS PRUEBAS CINÉTICAS	33
1.6.1	Influencia de la velocidad.....	35
1.6.2	Influencia de la técnica del salto	39
1.6.3	Influencia de la fatiga	41
1.6.4	Fiabilidad de las variables cinéticas	43
2	HIPÓTESIS Y OBJETIVOS	47
2.1	HIPÓTESIS.....	49
2.2	OBJETIVOS.....	49
3	MATERIAL Y METODOLOGÍA.....	51
3.1	LAS PLATAFORMAS DINAMOMÉTRICAS	53
3.2	PROCESAMIENTO DE LOS DATOS.....	53
3.3	EL PROTOCOLO DE PRUEBAS CINÉTICAS.....	55
3.3.1	La prueba de marcha (M).....	55
3.3.2	La prueba de carrera (C).....	56
3.3.3	La prueba de “sprint” o pateo (SPR)	56
3.3.4	La prueba de salto vertical (SV).....	57
3.3.5	La prueba de salto con cajón (SC)	58
3.3.6	La prueba de salto monopodal (SM).....	59

3.4	VARIABLES DE ESTUDIO	60
3.4.1	Variables en la prueba de marcha.....	60
3.4.2	Variables en la prueba de carrera	63
3.4.3	Variables en la prueba de “sprint”	64
3.4.4	Variables en la prueba de salto vertical	65
3.4.5	Variables en la prueba de salto con cajón	67
3.4.6	Variables en la prueba de salto monopodal	68
3.5	LA POBLACIÓN DE ESTUDIO	70
3.5.1	Criterios de inclusión.....	70
3.5.2	Demografía del estudio	70
3.6	METODOLOGÍA ESTADÍSTICA	73
4	RESULTADOS.....	75
4.1	ESTUDIO DE LA PRUEBA DE MARCHA	77
4.1.1	Patrón de movimiento en la prueba de marcha	77
4.1.2	Fuerzas en la prueba de marcha	78
4.1.3	Tiempos en la prueba de marcha	81
4.1.4	Variabilidad de los resultados en la prueba de marcha	82
4.1.5	Influencia del sexo en la prueba de marcha	83
4.1.6	Influencia de la edad en la prueba de marcha	86
4.1.7	Influencia de la lateralidad en la prueba de marcha.....	89
4.2	ESTUDIO DE LA PRUEBA DE CARRERA.....	90
4.2.1	Patrón de movimiento en la prueba de carrera.....	90
4.2.2	Fuerzas en la prueba de carrera.....	91
4.2.3	Tiempos en la prueba de carrera	92
4.2.4	Variabilidad de los resultados en la prueba de carrera	93
4.2.5	Influencia del sexo en la prueba de carrera	94
4.2.6	Influencia de la edad en la prueba de carrera	97
4.2.7	Influencia de la lateralidad en la prueba de carrera	99
4.3	ESTUDIO DE LA PRUEBA DE “SPRINT”	101
4.3.1	Patrón de movimiento en la prueba de “sprint”.....	101
4.3.2	Fuerzas en la prueba de “sprint”	102
4.3.3	Tiempos en la prueba de “sprint”	103

4.3.4	Variabilidad de los resultados en la prueba de “sprint”	104
4.3.5	Influencia del sexo en la prueba de “sprint”	105
4.3.6	Influencia de la edad en la prueba de “sprint”	107
4.3.7	Influencia de la lateralidad en la prueba de “sprint”	108
4.4	ESTUDIO DE LA PRUEBA DE SALTO VERTICAL	109
4.4.1	Patrón de movimiento en la prueba de salto vertical.....	109
4.4.2	Fuerzas en la prueba de salto vertical.....	109
4.4.3	Tiempo de vuelo en la prueba de salto vertical	110
4.4.4	Variabilidad de los resultados en la prueba de salto vertical	111
4.4.5	Influencia del sexo en la prueba de salto vertical	111
4.4.6	Influencia de la edad en la prueba de salto vertical	114
4.4.7	Influencia de la lateralidad en la prueba de salto vertical	116
4.5	ESTUDIO DE LA PRUEBA DE SALTO CON CAJÓN	117
4.5.1	Patrón de movimiento en la prueba de salto con cajón	117
4.5.2	Fuerzas en la prueba de salto con cajón	117
4.5.3	Tiempos de contacto en la prueba de salto con cajón	118
4.5.4	Variabilidad de los resultados en la prueba de salto con cajón.....	119
4.5.5	Influencia del sexo en la prueba de salto con cajón	119
4.5.6	Influencia de la edad en la prueba de salto con cajón.....	121
4.5.7	Influencia de la lateralidad en la prueba de salto con cajón.....	123
4.6	ESTUDIO DE LAS PRUEBAS DE SALTO MONOPODAL	125
4.6.1	Patrón de movimiento en las pruebas de salto monopodal	125
4.6.2	Fuerzas en las pruebas de salto monopodal.....	125
4.6.3	Tiempos en la prueba de salto monopodal.....	126
4.6.4	Variabilidad de los resultados en las pruebas de salto monopodal.....	128
4.6.5	Influencia del sexo en las pruebas de salto monopodal	129
4.6.6	Influencia de la edad en la prueba de salto monopodal.....	132
4.6.7	Influencia de la lateralidad en las pruebas de salto monopodal	134
4.7	CRITERIOS DE REFERENCIA PARA LA VALORACIÓN DEL PROTOCOLO CINÉTICO	
	136	
5	DISCUSIÓN	143
5.1	EL DISEÑO DEL PROTOCOLO DE PRUEBAS	148
5.2	ACERCA DEL ESTUDIO DE LA POBLACIÓN	151

5.3	ACERCA DE LA EVALUACIÓN DE LA PRUEBA DE MARCHA	152
5.4	ACERCA DE LA EVALUACIÓN DE LAS PRUEBAS DE CARRERA Y “SPRINT”	157
5.5	ACERCA DE LA EVALUACIÓN DE LAS PRUEBAS DE SALTO.....	163
5.6	ACERCA DE LA VALORACIÓN DEL PROTOCOLO CINÉTICO EN FUNCIÓN DEL SEXO 167	
5.7	ACERCA DE LA INFLUENCIA DE LA EDAD.....	177
5.8	CONSIDERACIONES SOBRE LA SIMETRÍA	182
5.9	LIMITACIONES DEL ESTUDIO	186
5.10	APLICACIONES CLÍNICAS DE LA VALORACIÓN CINÉTICA.....	188
6	CONCLUSIONES.....	193
7	ANEXO.....	197
8	BIBLIOGRAFÍA.....	203

1 INTRODUCCIÓN

From the invisible atom to the celestial body lost in space, everything is movement (...) It is the most apparent characteristic of life; it manifests itself in all functions, it is even the essence of several of them.

Étienne-Jules Marey (1830-1904)

La Méthode graphique dans les sciences expérimentales et principalement en physiologie et en médecine, 1885 [145]

1.1 ORIGEN DEL TRABAJO

La valoración de las lesiones articulares de una manera objetiva y reproducible es difícil. Este trabajo propone el desarrollo de un protocolo de pruebas cinéticas diseñado para la valoración funcional del miembro inferior mediante técnicas de análisis del movimiento sobre plataformas de fuerza.

Nuestra contribución original surge de la idea de utilizar el análisis cinético con el propósito de desarrollar un método sistemático de evaluación funcional aplicable en clínica, fundamentado en pruebas objetivas, homogéneas y adaptadas a cada paciente, fáciles de realizar e interpretar en la práctica médica.

Las pruebas cinéticas en plataformas de fuerza ofrecen la posibilidad de analizar el movimiento del miembro inferior durante la carga y el desplazamiento, en condiciones dinámicas, que recrean las condiciones reales. Sin embargo, para la correcta aplicación de estas pruebas en la práctica clínica, y en el diagnóstico de casos patológicos, es necesario primero establecer criterios de referencia que guíen la valoración.

Los factores individuales asociados al sexo y a la edad, así como a la existencia de asimetrías, han demostrado condicionar diferencias en la biomecánica del movimiento que es importante considerar en la valoración cinética. En este estudio hemos diseñado un protocolo de pruebas cinéticas basado en el análisis de las fuerzas de reacción y hemos analizado las pruebas en una población control de referencia, formada por adultos sin patología conocida del sistema músculo - esquelético, estratificados por sexo y edad. Así mismo, para obtener criterios de

referencia para la valoración bilateral hemos investigado las diferencias lado - lado en los resultados obtenidos.

Con el presente trabajo aportamos: (I) un nuevo protocolo sistemático de evaluación funcional del miembro inferior basado en pruebas cinéticas; (II) criterios de referencia para su posterior aplicación clínica. Los resultados de nuestra investigación contribuirán al creciente desarrollo de nuevas aplicaciones clínicas basadas en el estudio científico del movimiento y el mejor conocimiento de la biomecánica.

1.2 LA BIOMECÁNICA Y EL ESTUDIO CIENTÍFICO DEL MOVIMIENTO

Son muchos los factores normales y patológicos que pueden influir en la realización de un movimiento. Los factores intrínsecos, propios del individuo, pueden estar condicionados por características anatómicas, antropométricas, el entrenamiento, la potencia muscular, la fatiga o la existencia de lesiones previas. Los factores extrínsecos dependen, por otra parte, de elementos externos al individuo, como son las superficies de contacto, el equipo de evaluación o la metodología de medida.

En biomecánica el estudio del movimiento comprende dos disciplinas: la cinética y la cinemática; la cinética se ocupa de las fuerzas que actúan en el movimiento, y la cinemática describe el movimiento en función del ángulo o la posición relativa de las articulaciones, sin tener en cuenta las fuerzas que lo producen, utilizando goniómetros, acelerómetros o sistemas de puntos reflectantes recogidos por cámara de vídeo [181][208][247]. Las plataformas dinamométricas constituyen el instrumento fundamental de análisis cinético, constan de transductores extensométricos o

piezoeléctricos que transforman las fuerzas del movimiento (Ley de acción - reacción o Tercera Ley de Newton) en una señal electrónica que es procesada por un equipo informático. Esas fuerzas de reacción representan el resultado de la interacción dinámica entre el suelo y el cuerpo a través del miembro inferior [194].

Las plataformas de fuerza permiten valorar las fuerzas de reacción generadas en el movimiento en los tres planos del espacio; el plano vertical, antero - posterior y medio - lateral. A partir de los resultados de las fuerzas de reacción y en combinación con el estudio cinemático y tridimensional del movimiento, habitualmente se calculan, aplicando cálculos matemáticos de dinámica inversa, distintos parámetros cinéticos (momentos, potencia, energía) derivados de los vectores de fuerza. Los momentos externos o internos representan las fuerzas netas que actúan de forma segmentaria en una articulación en cada uno de los planos del espacio. Estos parámetros presentan diferentes posibilidades para su aplicación clínica, por ejemplo, para cuantificar la respuesta de la mecánica articular a intervenciones quirúrgicas u ortésicas en la articulación. No obstante, la complejidad de los cálculos presenta dificultades para la interpretación clínica y los trabajos de investigación en esta área continúan en desarrollo [230].

1.3 BIOMECÁNICA DE LA MARCHA HUMANA

Inman et al. [110] definen la marcha como un proceso de locomoción en el cual el cuerpo humano en posición erguida se mueve hacia delante siendo su peso soportado alternativamente por ambas piernas. El miembro inferior

tiene un papel predominante en la locomoción humana. El miembro superior, la cabeza y el tronco contribuyen a optimizar el desplazamiento con su movimiento y balanceo [75].

Para el estudio cinético de la marcha el cuerpo se comporta como una masa, el centro de gravedad, que se desplaza de un punto a otro, sufre la acción de la gravedad, la inercia y la aceleración y recibe las fuerzas de impacto. El centro de gravedad del cuerpo en bipedestación se halla en el tronco, anterior a la segunda vértebra sacra, en el 55% de la altura del sujeto. Su trayectoria describe el movimiento en los tres planos del espacio [186].

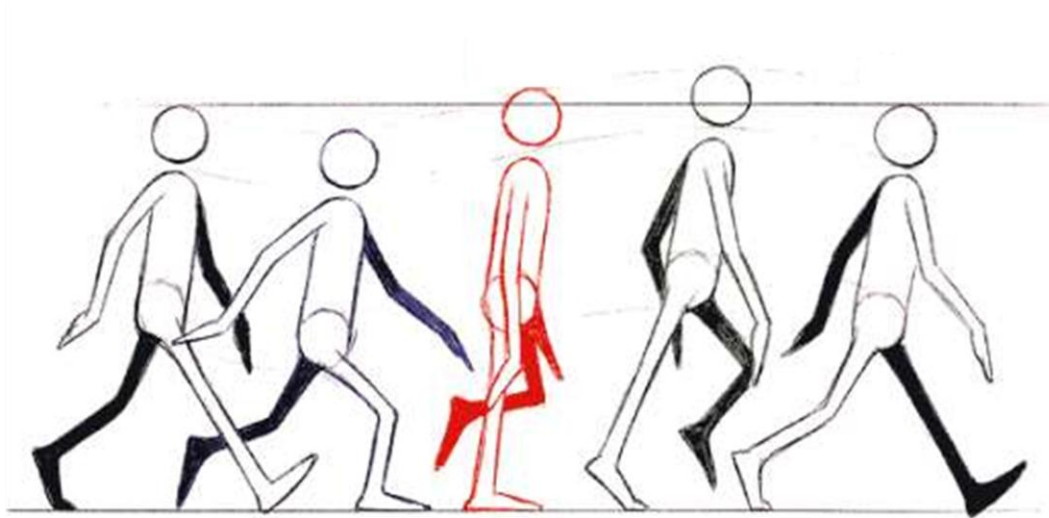


Figura 1: Movimiento del centro de gravedad en la marcha. Plano vertical

Si observamos un sujeto al caminar, el ascenso y descenso de la cabeza representa el desplazamiento del centro de gravedad en el plano sagital o vertical (Fig. 1). El movimiento alternante de la cabeza de lado a lado se corresponde con el del centro de gravedad en el plano frontal o medio -

lateral, y el movimiento en el eje antero - posterior determina la progresión anterior en el espacio, en la que participan fuerzas de impulso y deceleración [186].

1.3.1 El ciclo de la marcha

En la marcha una secuencia repetitiva de movimientos simultáneos desplaza el cuerpo hacia delante y mantiene el equilibrio hasta llegar al punto de destino. El ciclo de la marcha (zancada) se define como la secuencia de acontecimientos que tienen lugar entre dos repeticiones consecutivas de cualquiera de los eventos de la marcha. Como punto de inicio se escoge por conveniencia el momento de contacto del pie con el suelo que, en condiciones normales, corresponde con el primer contacto con el talón y es fácilmente identificable. Así, tomando como origen el contacto del pie derecho, el ciclo finaliza con el siguiente contacto del pie derecho [184][186][208][237].

Para facilitar el estudio el ciclo de la marcha se divide en una serie de etapas cuya duración se expresa en porcentaje respecto de la duración total del ciclo. Esto permite establecer comparaciones entre fenómenos de distinta duración y entre personas en diferentes condiciones [110]. Durante un ciclo de marcha cada pierna pasa por una fase de apoyo en la que el pie está en contacto con el suelo y una fase de oscilación en la que el pie está en el aire y avanza preparándose para el siguiente apoyo. La fase de apoyo comienza con el contacto inicial (talón) y finaliza con el despegue del antepié. La fase de oscilación transcurre desde el instante del despegue del antepié hasta el siguiente contacto con el suelo. El tiempo

durante el cual ambos pies permanecen en la marcha en contacto con el suelo se denomina fase de doble apoyo [208].

Se define como periodo de apoyo monopodal el intervalo de tiempo durante el cual sólo un miembro se encuentra en contacto con el suelo estando el contralateral en oscilación. Así, el tiempo de apoyo monopodal derecho coincide por definición con el tiempo de oscilación izquierdo. El tiempo de apoyo de un pie corresponde a la suma del tiempo de apoyo monopodal más los dos tiempos de apoyo bipodal (Fig. 2) [208].

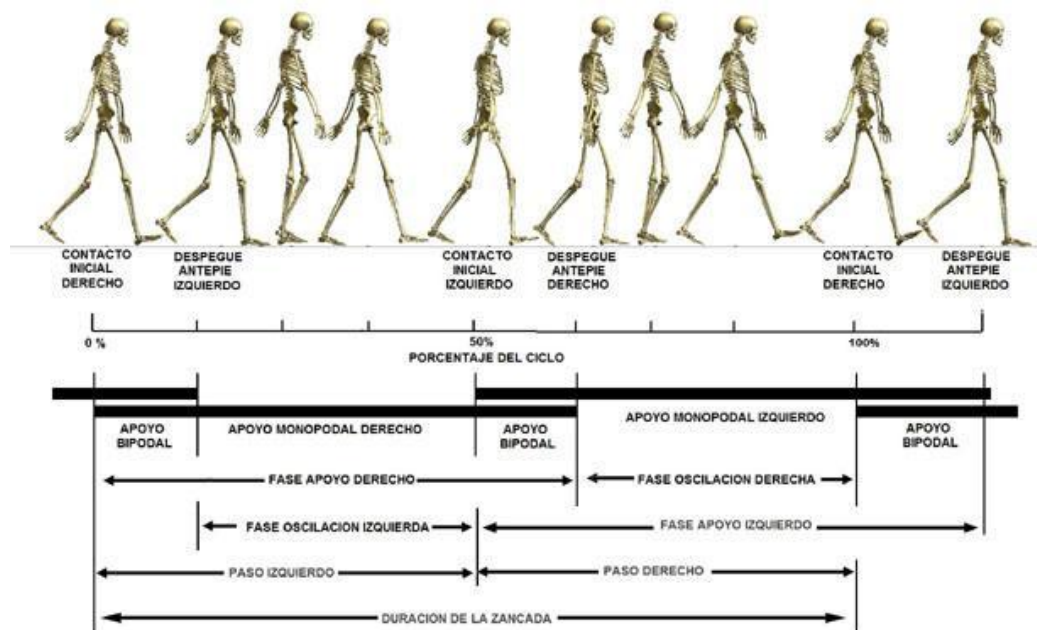


Figura 2: Fases del ciclo de la marcha

Según Perry et al. [184], la duración genérica de las fases del ciclo de la marcha es de 60% la fase de apoyo, 40% la fase de oscilación y 10% la fase de doble apoyo (60:40:10). La duración relativa de cada una de estas fases está condicionada por la velocidad [184]. La fase de oscilación es mayor a medida que aumenta la velocidad, al contrario que los periodos de

doble apoyo que disminuyen progresivamente al incrementar la velocidad y desaparecen en la transición entre marcha y carrera [144][184][208].

Para un estudio más detallado del desarrollo de la marcha, cada una de las fases se puede subdividir en otras. Plas et al. [186] proponen una clasificación de cuatro periodos para la fase de apoyo: el contacto inicial con el talón (0-15%), apoyo completo de la planta del pie (15-40%), despegue del talón (40-50%) y despegue de los dedos (50-60%) [186]. Otra clasificación más extendida es la propuesta por Perry et al. [184] basada en cinco periodos para la fase de apoyo y tres periodos para la fase de oscilación distribuidos de la siguiente manera:

Fase de apoyo en la marcha: 60%

Fase de contacto inicial (CI): 0-2%

Fase de apoyo inicial o de respuesta a la carga (AI): 0-10%

Fase media del apoyo (AM): 10-30%

Fase final del apoyo (AF): 30-50%

Fase previa a la oscilación (OP): 50-60%

Fase de oscilación en la marcha: 40%

Fase inicial de la oscilación (OP): 60-73%

Fase media de la oscilación (OM): 73-87%

Fase final de la oscilación (OF): 87-100%

Siguiendo a Perry et al. [184], en la fase inicial de apoyo, que corresponde al primer periodo de doble apoyo, el miembro de referencia asume la carga del cuerpo en el contacto inicial (CI) y absorbe el impacto, al mismo tiempo debe mantener la estabilidad y facilitar la progresión. Durante el periodo de

respuesta a la carga (AI) la rodilla se flexiona (acción del m. cuádriceps) y el tobillo realiza una flexión plantar (m. tibial anterior) al mismo tiempo que se estabiliza la cadera [184].

El despegue del miembro contralateral marca el inicio del periodo de apoyo monopodal que consta de dos fases. En la primera, la fase media del apoyo (AM), se produce el apoyo completo del pie hasta el instante en que se produce el despegue del talón. El cuerpo progresa sobre el pie estacionario hacia las articulaciones metatarso-falángicas, el tobillo inicia una dorsiflexión y la rodilla termina su flexión y comienza a extenderse. La segunda fase del apoyo monopodal es la fase final del apoyo (AF) que comienza con el despegue del talón y finaliza con el contacto del pie contralateral con el suelo. El cuerpo en esta fase cae hacia delante [184].

El contacto inicial del pie contralateral determina el inicio del segundo periodo de doble apoyo o la fase previa de oscilación (OP), en la que se produce el despegue del antepié y la entrada en carga del miembro contralateral (transferencia de peso) para facilitar el periodo de balanceo u oscilación. El tobillo inicia una flexión plantar y existe una importante flexión de la rodilla [184].

En el periodo de oscilación, la fase inicial (OP) se define desde el despegue del miembro hasta el momento que alcanza el miembro contralateral. La fase media de la oscilación (OM) comienza al cruzarse ambos miembros y finaliza cuando la tibia oscilante alcanza una posición vertical. Para lograr este movimiento a una distancia suficiente del suelo, se realiza una flexión dorsal de tobillo y una flexión adicional de cadera. La

fase final de oscilación (OF) finaliza el ciclo con el subsiguiente contacto del miembro con el suelo. En la preparación para el contacto la rodilla se extiende completando el avance, manteniéndose la cadera en flexión y el tobillo en dorsiflexión neutra para dar paso a un nuevo contacto del talón con el suelo [105][121][184][186][208][237][247].

1.3.2 Cinética de la marcha

Las fuerzas de reacción representan el impacto absorbido por las articulaciones durante el movimiento. El control del sistema neuromuscular modula el desplazamiento para conseguir la mayor ventaja funcional con el menor gasto energético, minimizando el desplazamiento del centro de gravedad y las fuerzas de impacto.

Las fuerzas de reacción presentan tres componentes, vertical, antero - posterior y medio - lateral, correspondientes al movimiento en las tres direcciones del espacio. La interacción entre las fuerzas verticales y horizontales asegura la progresión y el mantenimiento de la estabilidad. El vector resultante de las fuerzas de reacción representa la suma de las fuerzas netas, gravitacionales y de inercia actuando sobre el cuerpo en un determinado momento. En la marcha su representación da lugar al denominado diagrama en alas de mariposa (Fig. 3) [105].

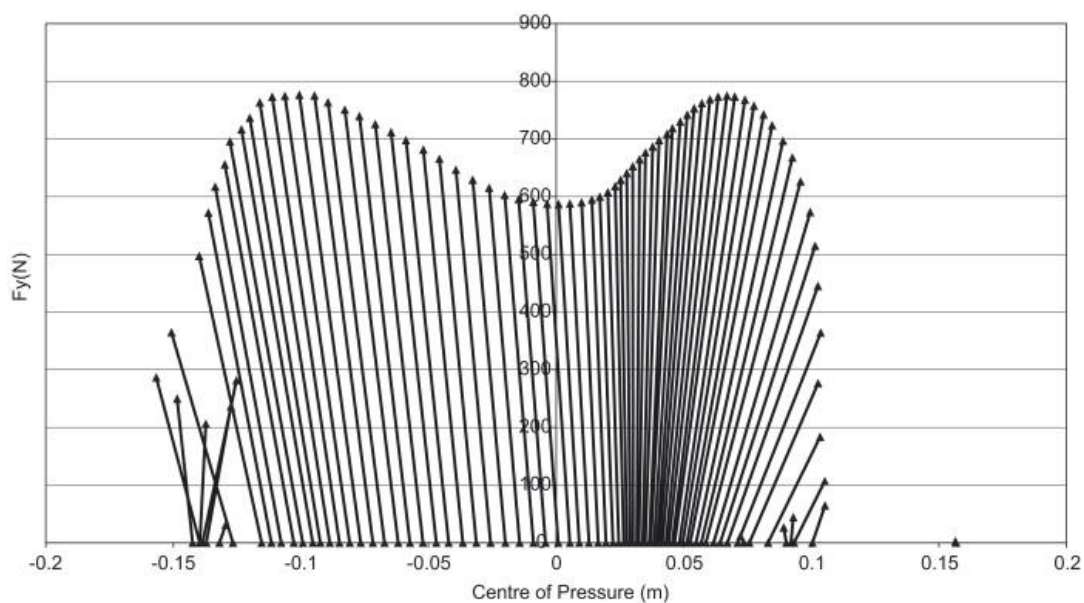


Figura 3: Diagrama en alas de mariposa en la marcha

La representación de las fuerzas de reacción más utilizada en la actualidad es mediante gráficas tipo fuerza - tiempo en las que se muestran las fuerzas en cada dirección del espacio por separado. El signo de la fuerza más habitual es el usado por Winter donde la fuerza de reacción es positiva en dirección hacia arriba, anterior y lateral [247][250]. Las fuerzas verticales representan la componente principal de la carga o impacto soportado por los miembros durante el movimiento. Estas fuerzas son siempre positivas, al contrario que las antero - posteriores y medio - laterales, paralelas a la superficie de la plataforma, que pueden cambiar de dirección (Fig. 4).

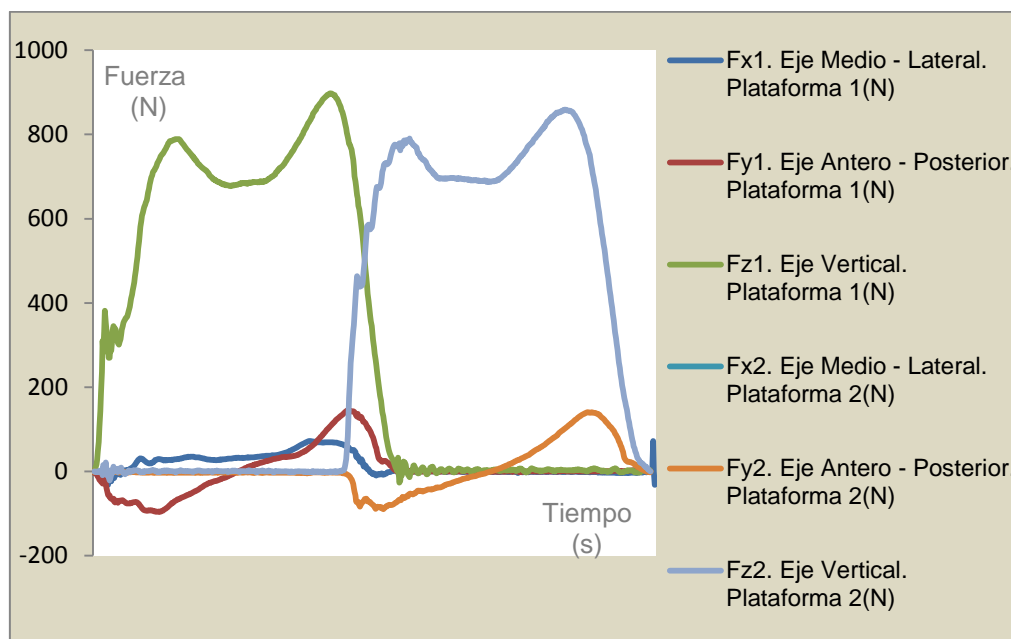


Figura 4: Fuerzas de reacción en la marcha. Tres ejes del espacio

Para permitir la comparación entre diferentes sujetos los valores de las fuerzas se expresan de manera normalizada como un porcentaje del peso corporal (% PC) [105][121][184]. Durante los dos picos de contacto e impulso la fuerza vertical supera el peso corporal, pero en el descenso y valle de la fase media del apoyo puede ser menor que el peso corporal. Es necesario recordar que cada plataforma registra las fuerzas de reacción de un lado, pero las fuerzas que actúan sobre el cuerpo son la suma de las fuerzas de reacción que actúan en ambos lados.

La representación fuerza - tiempo de las fuerzas verticales en la marcha normal presenta un patrón característico en doble pico con una gráfica [230] (Fig. 4). El primer pico máximo ocurre en la transición entre la fase de respuesta a la carga y la fase media del apoyo, debido al esfuerzo de recibir el impacto del peso corporal. Su magnitud aumenta por encima del peso corporal al sumarse la aceleración de la caída rápida de la masa del

cuerpo y las fuerzas musculares que estabilizan las articulaciones. La fuerza valle, en la fase media del apoyo, corresponde al ascenso del centro de gravedad al avanzar el cuerpo hacia delante sobre el pie estacionario. El segundo pico máximo ocurre al final de la fase de apoyo cuando el antepié comienza el impulso para acelerar la masa del cuerpo y el empuje de los músculos flexores plantares contra el suelo, sumado a la aceleración de descenso del centro de gravedad, hacen caer hacia delante el peso del cuerpo sobre el mecanismo de rodillo del antepié [247].

Las fuerzas antero - posteriores en el ciclo de la marcha presentan un patrón bifásico (Fig. 4). En la primera mitad de la fase de apoyo, las fuerzas son negativas, debido a que la fricción inicial del talón en contacto con el suelo tiene una dirección posterior (fuerza de frenado). Al final de la fase de apoyo, la curva cambia de dirección y se hace positiva (fuerza de propulsión). La acción de los músculos de la pierna, especialmente los flexores plantares, hacen que el pie empuje hacia atrás contra el suelo, generando el movimiento en dirección anterior [211].

Las fuerzas medio - laterales presentan gran variabilidad y los estudios realizados no han encontrado un patrón consistente para ellas [80][105][184][194]. Rabuffetti et al. [194] observaron que los cambios rotacionales y en la posición del pie durante la marcha en una plataforma de fuerza afectaban especialmente a la variabilidad de las fuerzas medio - laterales y comprometían su fiabilidad. El patrón más habitual presenta un pico inicial positivo breve en dirección lateral seguido de una fase negativa en dirección medial al prepararse el pie para el despegue de los dedos

[163][211][225]. Debido a su menor magnitud y gran variabilidad existen menos estudios interesados en el análisis de las fuerzas medio - laterales [156][225].

Las fuerzas verticales son de mayor magnitud que las fuerzas antero - posteriores que a su vez son mayores que las medio - laterales. Según los datos aportados por Perry et al. [184], las fuerzas verticales de la marcha alcanzan en cada pico máximo un valor de aproximadamente 110% PC y de aproximadamente 80% PC en el valor valle; las fuerzas antero - posteriores alcanzan un valor de 13% PC para el primer pico (negativo - frenado) y 23% PC para el segundo pico (positivo - propulsión); en las fuerzas medio - laterales, observan un primer pico de fuerzas dirigidas medialmente de 5% PC hacia la mitad de la fase de respuesta a la carga, y otro pico máximo de fuerza en dirección lateral de 7% PC al final de la fase de apoyo [184]. Grabiner et al. [83], encuentran también fuerzas medio - laterales de similar magnitud con valores de 6% PC y 5% PC.

1.4 BIOMECÁNICA DE LA CARRERA

El objetivo principal de la carrera respecto a la marcha es ganar velocidad. Sin embargo, la carrera no consiste únicamente en una marcha acelerada pues posee características biomecánicas diferenciadoras [116]. En la marcha normal un pie permanece siempre en contacto con el suelo mientras que en la carrera, el cuerpo se mueve libremente en el aire durante un espacio de tiempo, denominado periodo de suspensión, que es característico de la carrera (Fig. 5) [241].

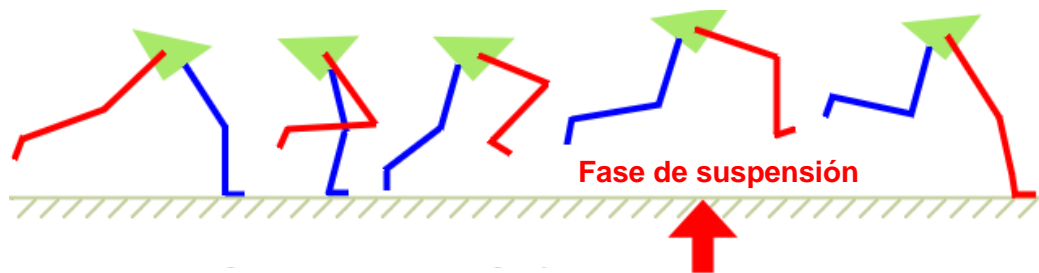


Figura 5: Fase de suspensión de la carrera

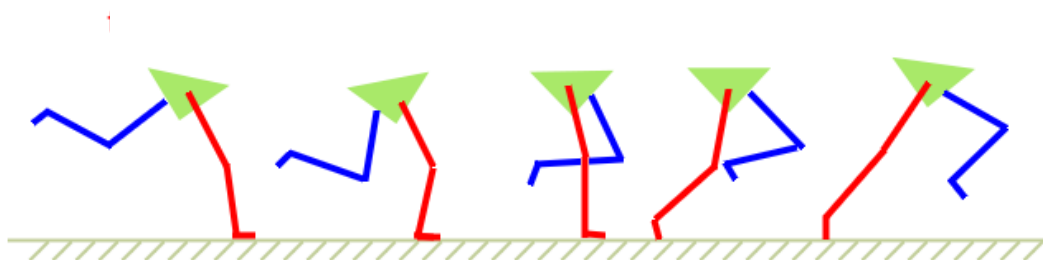


Figura 6: Fase de apoyo de la carrera

La fase de apoyo en la carrera (Fig. 6) tiene una duración aproximada de 35% del ciclo y la fase de oscilación de 65%. La relación relativa de las fases en la carrera es de 35:65 y es inversa a la relación teórica 60:40 que existe en la marcha. El periodo de oscilación es más largo en la carrera y el apoyo se acorta y es siempre monopodal [184]. El ciclo de la carrera se divide en cuatro periodos funcionales. Durante la fase de apoyo, el miembro en contacto con el suelo debe al mismo tiempo absorber el impacto, mantener la estabilidad y generar impulso. Durante la fase de oscilación, el miembro suspendido en el aire avanza hacia delante a mayor velocidad [116].

Siguiendo a Perry et al. [184], la duración genérica de las fases de la carrera son una fase de apoyo monopodal (35%), desde el contacto con el suelo hasta el despegue de los dedos y una fase de oscilación o suspensión (65%), con una fase de suspensión inicial (15%), una fase

media del balanceo (35%) y una fase de suspensión final (15%). En las fases de suspensión inicial y final los dos miembros se encuentran en el aire. Su duración comprende desde el despegue de dedos hasta el apoyo del pie contralateral. En la fase media del balanceo el miembro en el aire avanza hacia delante apoyado en el contralateral que se encuentra en contacto con el suelo [184].

Durante la primera mitad de la fase de apoyo la mayoría de los músculos del miembro inferior están activos para soportar el peso del cuerpo y absorber el impacto. En la fase de contacto inicial, la rodilla se flexiona y el m. cuádriceps se contrae excéntricamente, lo que refleja su papel en la absorción del choque [166]. El aumento del ángulo de flexión de la rodilla en el momento de contacto disminuye la magnitud de las fuerzas de reacción [52]. Ounpuu et al. [175], determinaron que, durante la carrera, la rodilla como articulación principal para la absorción del choque, absorbía un impacto tres veces mayor al de la cadera y el tobillo, mientras que los flexores plantares del tobillo, mediante su acción excéntrica, presentaban un papel principal como generadores de potencia.

1.4.1 Cinética de la carrera

El grupo de Cavanagh [29][30] realizó estudios cinéticos de la carrera en corredores y vieron que las gráficas fuerza - tiempo mostraban un patrón de fuerzas verticales en doble pico. El primero de 220% PC en el 23 ms y el segundo, más progresivo y suave, de 280% PC en el 83 ms. Este doble pico aparecía en los participantes que realizaban contacto inicial con el talón. Los participantes que contactaban con el mediopié no presentaban un primer pico importante y sólo mostraban un pico máximo de 270% PC

en el 75 ms, similar al segundo pico máximo del grupo de contacto inicial con el retropié.

Investigaciones posteriores han confirmado que el patrón de carrera característico en doble pico es propio de los corredores que realizan el contacto inicial con el retropié [107][157][163]. El primer pico (denominado “*heel transient*” [184]) es de inicio súbito, ocurre en el 10% inicial del tiempo de contacto y corresponde al impacto del talón. Le sigue un ligero descenso y posteriormente un ascenso al segundo pico máximo, denominado también “pico activo”, que representa el impulso del antepié y que ocurre en el último 60-75% del tiempo de apoyo. Los sujetos que realizan contacto inicial con el mediopié no presentan el primer pico de impacto y muestran un patrón en único pico al final de la fase de apoyo [107][163][184].

En condiciones normales, entre el 75% y el 90% de los corredores realizan el contacto inicial con el talón [107][184]. Anteriormente, Cavanagh et al. [29], entre otros, habían afirmado que las características del contacto inicial dependían de la velocidad de carrera y asociaron el contacto inicial con el talón con la velocidad de carrera lenta y el contacto con el mediopié con la carrera a mayor velocidad [29][56]. Sin embargo, Doherty et al. [56] analizaron las características del patrón de contacto inicial según la velocidad y demostraron que el contacto se distribuía a lo largo del 60% de la superficie posterior del pie, era diferente entre los individuos según su estrategia articular e independiente de la velocidad de carrera [56]. Hasegawa et al. [91] registraron las características de la pisada en 248

corredores de maratón y determinaron que el 75% de los corredores realizaban el contacto inicial con el talón, el 24% con el mediopié y el 1% con el antepié [91].

Las fuerzas antero - posteriores generadas en la carrera han sido definidas previamente en la literatura con un patrón típicamente bifásico análogo al que ocurre en la marcha [30][121][135][157]. Munro et al. [157], encontraron que las fuerzas en el plano antero - posterior, aumentaban de -15% PC y 14% PC, a menor velocidad de carrera (3 m/s), a -25% PC y 25% PC, a la velocidad máxima (5 m/s). Al aumentar la velocidad, la duración relativa de las fases de frenado y propulsión varió ligeramente, de 47% al 48% del tiempo total de apoyo [157].

Las fuerzas medio - laterales en la carrera son también de pequeña magnitud en relación a las fuerzas verticales. Según los estudios pueden alcanzar entre 4% PC y 35% PC pero presentan gran variabilidad inter e intraindividual [156]. Debido a estas características el análisis de las fuerzas medio - laterales ha resultado en general de escaso interés para la investigación y no existen estudios que hayan podido establecer para ellas un patrón determinado. Munro et al. [157] observaron que el 50% de los sujetos presentaron inicialmente una fuerza en dirección medial y el otro 50% una fuerza inicial lateral [157]. Nilsson et al. [163] encontraron que en los sujetos con apoyo inicial con el retropié, la primera fuerza presentaba una dirección lateral y, al contrario, en los que apoyaban con el mediopié la primera fuerza presentaba una dirección medial.

Algunos autores han defendido la hipótesis de que las fuerzas máximas generadas en el plano frontal en la carrera podrían estar relacionadas con el movimiento de pronación - supinación del tobillo [80][156]. Morley et al. [156] estudiaron las fuerzas medio - laterales en corredores que fueron asignados a tres grupos según el grado de pronación en el apoyo en carrera. Sin embargo, no encontraron diferencias en las fuerzas máximas, mediales o laterales, asociadas al grado de pronación o supinación y concluyeron que otros factores, anatómicos y funcionales, debían contribuir a la variabilidad de las fuerzas medio - laterales.

1.5 BIOMECÁNICA DEL SALTO

El salto constituye una actividad funcional compleja que requiere de coordinación, fuerza y destreza técnica. Desde el punto de vista de la biomecánica, el salto supone un reto adicional para el control de las fuerzas de reacción por las articulaciones. En los atletas que participan en deportes que requieren la realización de saltos, las lesiones del miembro inferior constituyen el 55-65% de todas las lesiones y la rodilla es la articulación más frecuentemente afectada [57][256].

En el estudio del salto presenta especial interés el análisis de la fase de recepción en la que los pies contactan con el suelo después del periodo de suspensión en el aire. En esta fase, la actividad motora debe coordinarse para atenuar las fuerzas de impacto, mantener el equilibrio y prepararse para la siguiente acción. Así, las roturas del LCA se producen frecuentemente en un movimiento de recepción en el que el miembro inferior pasa de una situación de no apoyo a un apoyo inestable y las

fuerzas que actúan en la rodilla no son controladas adecuadamente [19][43][81][187].

Siguiendo a McNitt-Gray et al. [256], la recepción del salto (expresada en inglés con el verbo *“land”* o aterrizar) puede clasificarse según dos tipos de objetivos funcionales. El primero es el tipo *“land and go”*, en el que tras la recepción el movimiento continúa y la energía generada se utiliza para conseguir otra tarea. Un ejemplo de este salto es el salto de altura, en el que el impulso y momento horizontal conseguido en los dos saltos iniciales es transformado en momento vertical para alcanzar altura. El segundo es el tipo *“land and stop”*, en el que tras el salto el movimiento se detiene y la energía debe controlarse para mantener el equilibrio. Un ejemplo, es la recepción del salto al finalizar un ejercicio gimnástico, como la salida de la barra de equilibrio o las barras paralelas, en estos saltos toda la energía generada debe anularse en el momento de la recepción para detener el movimiento sin desplazar los pies [256]. Otro tipo de salto utilizado en las pruebas biomecánicas es el llamado *“drop jump”* (o salto de caída) [6–8][22][35][50][67][102][119][131][150][155][168][180][213][214][220][239].

En este tipo de prueba, se realiza un salto de caída sobre la plataforma comenzando desde una altura conseguida mediante una escalera o un cajón. Posteriormente la prueba puede completarse como un tipo *“land and stop”*, si el salto se detiene tras la recepción, o como un tipo *“land and go”* si el movimiento continúa. En nuestro estudio hemos realizado este tipo de ejercicio pero después de efectuar la caída provocamos la subida a otro cajón enfrentado, por lo que lo definimos como *“salto con caída e impulso”*.

1.5.1 Cinética del salto

La magnitud de las fuerzas de reacción generadas en el salto está condicionada por la activación muscular, la coordinación de las estructuras anatómicas articulares y el momento alcanzado por el centro de gravedad en el instante previo al contacto. La estrategia articular, es decir, el grado de flexo - extensión coordinada de cada una de las articulaciones, determina la carga final [256]. Para reducir la magnitud de las fuerzas verticales en el momento de la recepción es necesario alcanzar mayores ángulos de flexión en el miembro inferior [50][161][165][227]. En la recepción, las fuerzas de reacción generadas en el impacto con el suelo producen una aceleración de la flexión de la cadera, la rodilla y el tobillo. La contracción excéntrica de la musculatura extensora actúa para frenar la aceleración de descenso del centro de gravedad, absorbiendo la energía del impacto y reduciendo las fuerzas de reacción [165][260].

La rodilla es la articulación clave para la absorción del impacto del salto. Podraza y White [187] en un estudio con saltos tipo “*drop jump*” comprobaron que las fuerzas de reacción disminuían al aumentar el ángulo de flexión de la rodilla, y, al contrario, alcanzaban valores máximos en la recepción en extensión entre 0° y 25°. La acción coordinada de la cadera y el tobillo contribuye de forma secundaria a la atenuación de las fuerzas [50][254][260]. Zahng et al. [260] encontraron que, en los saltos con una recepción suave, existía mayor acción de los extensores de la rodilla y la cadera. Sin embargo, en los saltos con una recepción rígida, la acción relativa de los flexores plantares era mayor [260]. Yeow et al. [254] observaron que, al aumentar la altura del salto, la acción de la cadera

resultaba fundamental para el control del movimiento y la absorción del impacto. Respecto a la acción del tobillo, la literatura distingue dos tipos de recepción en los saltos, según se realice el apoyo con el pie plano o en flexión plantar [34][199]. La recepción en flexión plantar es más frecuente en los saltos en los que la recepción se realiza conscientemente y se caracteriza por presentar fuerzas de menor magnitud que en la recepción realizada con el pie plano [199].

Para un control adecuado de las fuerzas en la recepción, la estrategia articular debe comenzar a prepararse de forma anticipada, durante el periodo en que los miembros permanecen en el aire [32][43][199]. Esta acción está condicionada por los mecanismos de control neuromuscular que determinan la correcta activación de la musculatura agonista - antagonista de toda la cadena cinética del miembro inferior [47][49][159][184][185][207][252]. El movimiento de deceleración con la rodilla en flexión permite reducir las fuerzas de reacción gracias a la contracción excéntrica de los músculos antigravitacionales [63][178][184]. La co-activación coordinada de la musculatura antagonista, principalmente de los m. isquiotibiales, así como del grupo tríceps sural y glúteo se considera esencial para la estabilización dinámica de la rodilla [91][178][184].

1.6 EL ESTUDIO DE LAS PRUEBAS CINÉTICAS

Las variables cinéticas presentan un patrón característico para cada movimiento. Para obtener resultados válidos y fiables en las pruebas biomecánicas es importante considerar meticulosamente las condiciones

experimentales de realización de las pruebas y los factores metodológicos que pueden influir en su variabilidad. Para conseguir un resultado adecuado para la valoración y poder comparar entre diferentes sujetos, es necesario definir y estandarizar el movimiento que va a analizarse en cada prueba de acuerdo a los objetivos de estudio.

Grabiner et al. [83] observaron que la explicación previa del objetivo del estudio y su conocimiento por parte de los participantes no afectaba a la variabilidad de las fuerzas, ni tampoco la visualización de la plataforma o la posibilidad de guiarse visualmente durante las pruebas. Otro factor considerado por estos autores fue la influencia de las acciones realizadas antes y después del contacto con la plataforma; la variabilidad de las fuerzas verticales de la marcha no aumentaba independientemente de si se daba un único paso o varios antes del contacto. Sin embargo, esto sí afectaba a las fuerzas antero - posteriores [83]. En la carrera, Hennig y Valiant [93] determinaron que la realización de tres pasos previos a la entrada en la plataforma generaba resultados fiables, con escasa variabilidad, y que las fuerzas verticales y horizontales así obtenidas eran asimilables a las de la carrera libre. Por otra parte, Jaeger y Vanitchatchavan [113] analizaron los cambios biomecánicos asociados a la detención del ciclo de la marcha. Para detener la marcha son necesarios dos mecanismos, una reducción del impulso en el ciclo anterior y un aumento en la fuerza de contacto al final de la fase de apoyo, estos cambios modifican la magnitud normal de las fuerzas de marcha. De este modo, para determinar las fuerzas de forma fiable, debe indicarse a los

sujetos que al salir de la plataforma realicen más pasos hacia delante sin detenerse.

Los movimientos del miembro superior influyen en la cinética del movimiento. Miller et al. [153] estudiaron la influencia de los movimientos de balanceo del miembro superior en la cinética de la carrera y determinaron que la supresión del movimiento de los brazos reduce las fuerzas verticales en un 10-13% y aumenta las medio - laterales un 4-6%. Estas diferencias eran significativas, aunque el efecto era mayor en las variables cinemáticas y, al contrario, el patrón de la curva de las fuerzas de reacción no presentaba modificaciones.

1.6.1 Influencia de la velocidad

Un aspecto de mayor importancia es la velocidad pues condiciona la magnitud de las fuerzas de reacción; al aumentar la velocidad de marcha las fuerzas verticales, antero - posteriores y medio - laterales máximas aumentan linealmente, al igual que aumentan la flexión de la rodilla y cadera y la dorsiflexión del tobillo [3][49][117][146][185][208][238][259]. La velocidad de la marcha también depende de la frecuencia y longitud de la zancada, que varía en función de las características antropométricas, y está regulada por los impulsos de propulsión y frenado de las fuerzas antero - posteriores [146][163][185]. Martin et al. [146] hallaron que modificar la longitud de la zancada no produce un efecto significativo sobre las fuerzas verticales máximas pero sí en las antero - posteriores y en los tiempos de contacto. Peterson et al. [185] encontraron una relación directamente proporcional entre la velocidad y las fuerzas antero - posteriores; la modulación de la aceleración y deceleración de la marcha

está dirigida especialmente por la modulación del impulso en la fase de frenado. La fase de frenado corresponde a la fase de contacto inicial y está regulada principalmente por la acción del m. cuádriceps y los músculos extensores de la cadera, al contrario que la fase de aceleración, en la que tienen mayor participación los flexores plantares. Chung y Wang [49] en sujetos a velocidad libre comprobaron que las fuerzas eran mayores a las mayores velocidades.

Para evitar el efecto de la aceleración o desaceleración sobre la magnitud de las fuerzas, Kirtley et al. [121] recomiendan realizar las pruebas a velocidad constante o “en equilibrio”. Siguiendo a Seliktar et al. [215], en situación de equilibrio, la variable “impulso” (área bajo la curva) de las fuerzas antero - posteriores durante un ciclo completo, debe ser igual a cero [121][215]. En la práctica, conseguir una velocidad constante resulta complejo con las plataformas dinamométricas habituales porque obliga a realizar múltiples repeticiones de las pruebas [121].

Bejek et al. [14] y Zeni y Higginson [259] realizaron estudios de la marcha en pacientes con artrosis y encontraron que muchas alteraciones en las variables biomecánicas podían explicarse porque los sujetos elegían disminuir su velocidad de marcha. En el estudio de Zeni y Higginson [259], los pacientes con gonartrosis presentaron menores fuerzas de reacción y menores balances articulares en la rodilla asociados a una menor velocidad de marcha. En este sentido, los autores recomiendan considerar la velocidad espontáneamente adquirida por los sujetos como una variable más de estudio [14][259].

El estudio funcional de la marcha humana se realiza habitualmente a cadencia libre, es decir, a la velocidad espontánea adoptada por el sujeto, expresada en pasos por minuto (pmin^{-1}). Según Perry et al. [181] la cadencia libre en el hombre es de 111 pmin^{-1} y en la mujer de 117 pmin^{-1} , que corresponden a una velocidad media de $1,43 \text{ m/s}$ y $1,28 \text{ m/s}$, respectivamente. Estos resultados son similares a los determinados por otros autores como Zeni y Higginson [259] ($1,22 \pm 0,14 \text{ m/s}$) o Lamoreux [128][237] ($1,45 \text{ m/s}$). Plas et al. [186] en una revisión de los resultados obtenidos en diferentes estudios, consideraron el intervalo de $0,50 \text{ m/s}$ a $1,0 \text{ m/s}$ correspondiente a la velocidad lenta y el intervalo de $1,90 \text{ m/s}$ a $2,45 \text{ m/s}$ como la velocidad de marcha rápida.

Inman et al. [110] y Lamoreux [128] procedieron a la normalización temporal de las variables cinéticas para permitir la comparación de las curvas a diferentes cadencias. De este modo, las variables temporales en las pruebas cinéticas se expresan en relación al porcentaje de tiempo transcurrido de un ciclo total en relación al tiempo total de la prueba.

La influencia de la velocidad en la magnitud de las fuerzas en la carrera ha sido muy estudiada; Munro et al. [157] establecieron valores normales de las fuerzas de reacción durante la carrera, en 20 hombres, que realizaron múltiples repeticiones sobre una plataforma dinamométrica a distintas velocidades con su calzado habitual. Encontraron que las fuerzas verticales máximas aumentaban de 157% a 232% del peso el primer pico, y 251% a 283% del peso el segundo pico al pasar de una velocidad de 3 a 5 m/s . Nigg et al. [161] encontraron valores similares en un grupo de 14

corredores a velocidades de 3 a 6 m/s. Posteriormente, Keller et al. [117] incluyeron grupos de hombres y mujeres, y analizaron las fuerzas de reacción en la transición de la marcha a la velocidad de carrera lenta y carrera rápida. Al aumentar la velocidad, las fuerzas verticales aumentaban linealmente desde el 120% del peso al 60% de la velocidad máxima de los sujetos, correspondiente a una velocidad de 4 m/s, y después permanecían constantes con un valor del 250% del peso a 6 m/s [117]. En el estudio de Keller et al. [117] los sujetos corrieron a velocidades comprendidas entre 1,5 y 8 m/s, correspondientes a las velocidades de carrera lenta y máxima. La velocidad de carrera lenta correspondió a un intervalo de 1,5-3 m/s. Al comparar la carrera lenta con la marcha, ambas a la misma velocidad, las fuerzas generadas durante la carrera lenta fueron significativamente mayores. Independientemente de la velocidad, las demandas del movimiento en la carrera implican mayores fuerzas de impacto.

La biomecánica de la progresión entre marcha, carrera y “*sprint*” ha sido estudiada también por Mann y Hagy [144] quienes determinaron como la duración de las fases de apoyo era progresivamente menor, desde un 62% en la marcha a un 31% en la carrera y un 22% en el “*sprint*” a máxima velocidad. Weyand et al. [245][246] analizaron el límite de la velocidad máxima alcanzable en carrera. En uno de sus trabajos [241], estudiaron la carrera en relación al salto monopodal viendo que las fuerzas generadas en el salto monopodal eran mayores (un 63% del peso) que las de la carrera a velocidad máxima. Según los autores, la necesidad de generar

fuerzas en tiempos de contacto menores, a medida que aumenta la velocidad en la carrera, condiciona el límite a la velocidad máxima.

Las condiciones del laboratorio proporcionan un ambiente controlado para obtener resultados fiables, a la vez que posibilitan realizar pruebas que permiten suficiente libertad de movimientos [69][104][193]. Para el estudio de la carrera, actualmente pueden utilizarse máquinas de cintas deslizantes que incorporan sensores dinamométricos que permiten controlar la velocidad [76][121][125][185][196][245]. Los estudios realizados en el exterior utilizando dispositivos portátiles han dado resultados más variables [121][240]. Forner Cordero et al. [70] utilizaron en corredores un sistema acoplado a la zapatilla y encontraron muchos errores en el cálculo de las fuerzas de reacción y la posición del centro de gravedad. Estos sistemas han tenido mayor desarrollo en el ámbito del diseño de calzado deportivo y presentan limitaciones como el número de sensores o la transmisión de la señal a través del zapato. En el futuro, una tecnología más precisa quizás ofrezca mejores resultados para la valoración cinética fuera del laboratorio.

1.6.2 Influencia de la técnica del salto

En el análisis de las fuerzas generadas en la recepción del salto diversos autores han analizado la influencia de la técnica de ejecución así como la altura de los saltos. Estos factores resultan importantes, especialmente en el ámbito deportivo, donde el objetivo es conseguir el mejor rendimiento funcional pero al mismo tiempo asegurar un buen control de las fuerzas.

Varios autores han encontrado una relación proporcional entre la altura del salto y la magnitud de las fuerzas de impacto [61][199][234][252][253]

260]. Rojano et al. [199] estudiaron el salto vertical con contramovimiento en un grupo de deportistas y comprobaron que la altura del salto se relacionaba linealmente con la fuerza de recepción. Además, encontraron una relación inversa entre los tiempos de recepción y las fuerzas, de modo que la fuerza de recepción máxima era menor si ocurría más tarde en el tiempo. Yeow et al. [252][253], en saltos tipo “*drop jump*” desde diferentes alturas, encontraron que las fuerzas verticales aumentaban significativamente con la altura, desde 200% del peso a 30 cm hasta 250% del peso a 60 cm [252], pero no las fuerzas medio - laterales ni las antero - posteriores [253]; determinaron que existía una relación exponencial entre la altura, las fuerzas y la flexión de la rodilla, de modo que las fuerzas eran mayores al disminuir la flexión de rodilla. Sin embargo, en saltos desde más de 75 cm, la flexión de la rodilla no aumentaba suficientemente para contrarrestar el impacto lo cual, concluyeron, aumentaría el riesgo de lesiones en los saltos a mayor altura [252–254].

Por otro lado, se ha destacado la importancia de la capacidad de adaptación de la estrategia articular para absorber el impacto durante la recepción y, por tanto, de la técnica con la que se ejecute el salto [61][234][239]. Yeow et al. [252][253], en el análisis de la cinemática, observaron que la rodilla es fundamental en la absorción del impacto en el plano sagital y la cadera en el plano frontal. Elvin et al. [61], por su parte, observaron que las fuerzas de recepción presentaban una relación débil con la altura del salto y Walsh et al. [239] en saltos tipo “*drop jump*” desde diferentes alturas (20, 40 y 60 cm), observaron que modificar la técnica de

recepción tenía mayor efecto sobre las variables cinéticas que el aumento de la altura del salto.

Seegmiller y McCaw [214] realizaron estudios del salto tipo “*drop jump*” desde 30, 60 y 90 cm de altura en dos grupos de mujeres universitarias, gimnastas de competición y deportistas recreacionales. La magnitud de las fuerzas aumentaba linealmente con la altura del salto en ambos grupos, pero las fuerzas máximas en la recepción de los saltos de 60 y 90 cm eran mayores en las atletas profesionales. Vanezis y Lees [234], en un estudio de salto vertical en atletas, determinaron que los mejores saltos requerían generar mayor potencia muscular y mayores momentos articulares, y que la capacidad muscular para desarrollar fuerzas resultaba determinante para realizar saltos de mayor altura. Especialmente en las atletas, reducir las fuerzas de recepción mediante el estudio de la biomecánica y el entrenamiento en la técnica de salto puede reducir el riesgo de lesión asociado a las elevadas fuerzas de impacto.

1.6.3 Influencia de la fatiga

El análisis biomecánico en condiciones de fatiga resulta interesante porque puede poner de manifiesto alteraciones en las variables biomecánicas que no son identificables en las condiciones habituales de realización de las pruebas [22][42][63][155][176][210][233][242]. En condiciones de fatiga se producen cambios en la capacidad propioceptiva [201] y en los mecanismos de absorción del impacto en la rodilla, cadera y tobillo que alteran la magnitud de las fuerzas favoreciendo el riesgo de lesiones [22][42][78][170][173][176][210].

Brazen et al. [22], Gehring et al. [78], Kernozek et al. [119], Padua et al. [176] y Smith et al. [226] analizaron el efecto de la fatiga sobre la realización de saltos en relación al sexo y no encontraron diferencias entre hombres y mujeres en las alteraciones biomecánicas motivadas por la fatiga. Nyland et al. [170] encontraron que la fatiga de la musculatura de la rodilla conllevaba una menor activación de los m. isquiotibiales y una mayor dorsiflexión del tobillo con mayor activación del m. gastrocnemio como mecanismo compensador. En saltos tipo “*drop jump*”, Brazen et al. [22] encontraron que, en condiciones de fatiga, las fuerzas eran mayores y el tiempo necesario para estabilizar el equilibrio también aumentaba. Chappell et al. [42], en saltos tipo “*land and stop*”, encontraron que la fatiga disminuía el ángulo de flexión de la rodilla y aumentaba el momento de valgo y las fuerzas proximales tibiales en dirección anterior. Webster et al. [243] observaron también estas alteraciones motivadas por la fatiga en pacientes intervenidos del LCA y vieron que se producían de igual modo en el lado intervenido, el contralateral y en un grupo control, a excepción del ángulo de flexión de cadera en la recepción que era mayor en el lado con el LCA reparado. Santamaría y Webster [210] realizaron un estudio de revisión de los cambios producidos por la fatiga en la recepción del salto monopodal y en relación con el mecanismo de producción de lesiones del LCA. Encontraron evidencia de que la fatiga induce diferentes cambios en la cinemática y una disminución de las fuerzas de reacción y los momentos de la rodilla y cadera que pueden predisponer a lesiones en la rodilla.

1.6.4 Fiabilidad de las variables cinéticas

La variabilidad de los resultados de las pruebas biomecánicas es un fenómeno natural debido a que no es posible conseguir repeticiones perfectas del movimiento [94]. En biomecánica hay que considerar además la influencia de las características antropológicas, únicas para cada persona. Sin embargo, el exceso de variabilidad puede comprometer la posibilidad de comparar los resultados de las variables, por lo que resulta necesario conocer la importancia de la variabilidad en la interpretación de los datos [80].

La calidad de una medida depende de su validez y su fiabilidad. La validez expresa el grado en que realmente se mide el fenómeno de interés. La fiabilidad indica si, al efectuar la medición en más de una ocasión en condiciones similares, se obtienen los mismos valores. La repetibilidad es una medida de la fiabilidad, que indica hasta qué punto un instrumento proporciona resultados similares cuando se aplica a una misma persona en más de una ocasión, pero en idénticas condiciones. Por el contrario, la variabilidad expresa las diferencias obtenidas entre dos mediciones, y puede expresarse a través del coeficiente de variabilidad o de variación (CV%) como la expresión porcentual de la desviación estándar respecto a la media aritmética [4].

Considerar la fiabilidad y repetibilidad de las pruebas es importante, porque evita la necesidad de realizar repeticiones de cada valoración. Realizar múltiples repeticiones resulta complejo en la práctica clínica pues aumenta los costos y el tiempo de valoración además de que, en condiciones

patológicas, puede ser imposible para el paciente realizar varias repeticiones.

Los estudios de variabilidad de las pruebas cinéticas han utilizado desde tres, cuatro y hasta 20 o 25 repeticiones de cada prueba para valorar la repetibilidad de las variables [54][83][122][249]. Stacoff et al. [227] analizaron la variabilidad de la marcha en grupos de diferentes edades y concluyeron que el patrón de las fuerzas verticales era muy regular, simétrico y repetible. La variabilidad de las fuerzas en diferentes repeticiones era del 2-5%. Grabiner et al. [83] efectuaron 10 repeticiones de la prueba de marcha en cada participante durante 3 sesiones en días diferentes y encontraron que las diferencias entre las fuerzas eran menores del 3% del peso.

Diss [54], Ferber et al. [65] y Queen et al. [193] analizaron la fiabilidad de las variables biomecánicas en la carrera. Diss [54] estudió la fiabilidad de 24 variables distintas, cinéticas y cinemáticas, en relación al número de repeticiones necesarias. Encontró que, en las variables de fuerza máxima, una o dos repeticiones correspondían a una fiabilidad de los resultados del 80% y el 90%, respectivamente. Ferber et al. [65] y Queen et al. [193] encontraron que entre las variables analizadas, las fuerzas verticales eran las que presentaban mayor fiabilidad.

Queen et al. [193] analizaron, además, el efecto de controlar la velocidad sobre la repetibilidad de los resultados y observaron que la selección de la velocidad no influía significativamente en la variabilidad. El coeficiente de variación a la velocidad estándar fue del 7,5%, y del 9,1% a velocidad libre.

Ferber et al. [65] y Queen et al. [193] observaron que la variabilidad era menor en las determinaciones tomadas en el mismo día que en días diferentes. Por su parte, Wolf et al. [251] analizaron diferencias en el movimiento articular entre dos pruebas, separadas como mínimo una semana, y encontraron que las diferencias eran tan sólo de 3-4% para la mayoría de los rangos.

Cormak et al. [33] analizaron la fiabilidad de las variables en dos tipos de salto vertical con contramovimiento y encontraron que las fuerzas máximas y medias presentan elevada fiabilidad tanto en el mismo día (CV 1-3,4%) como en días diferentes (CV 1-2,2%). Hori et al. [104], Milner et al. [152] y Walsh et al. [239], también en saltos verticales, demostraron que las fuerzas máximas presentan buena fiabilidad. En el salto tipo “*drop jump*”, Ford et al. [69] analizaron las variables cinemáticas y concluyeron que presentan buena fiabilidad, pero no analizaron las fuerzas de reacción.

2 HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

2.1 HIPÓTESIS

La mejora de la tecnología de los equipos de análisis biomecánico permite su aplicación como nuevos métodos de diagnóstico objetivo. La elaboración de un protocolo sistematizado de evaluación cinética del miembro inferior y su estudio en una población control representativa es necesaria para establecer criterios de referencia para guiar la valoración.

Los factores individuales asociados al sexo y a la edad así como a la existencia de asimetrías determinan cambios en la biomecánica del movimiento que pueden condicionar la valoración de las pruebas cinéticas.

2.2 OBJETIVOS

Los objetivos principales de este trabajo son:

1. Elaborar un protocolo sistematizado de pruebas cinéticas para la valoración funcional del miembro inferior basado en pruebas específicas, representativas de actividades de la vida cotidiana, fáciles de ejecutar y de evaluar.
2. Estudiar el protocolo de pruebas en una población control, sin patología conocida del sistema músculo-esquelético, y analizar las variables de interés que caracterizan cada una de las pruebas.
3. Investigar la influencia de los factores individuales sexo, edad y lateralidad en los resultados de las pruebas y determinar criterios de referencia para la valoración del protocolo.

3 MATERIAL Y METODOLOGÍA

Para este trabajo de investigación utilizamos un equipo de valoración con dos plataformas dinamométricas y realizamos un estudio experimental de un nuevo protocolo de pruebas cinéticas en una población control de adultos sin patología conocida del sistema músculo - esquelético.

3.1 LAS PLATAFORMAS DINAMOMÉTRICAS

En el diseño y estudio del protocolo de pruebas cinéticas utilizamos plataformas dinamométricas tipo Kistler® modelo 9287C (Kistler Instrument Co., Winterthur, Suiza). Su diseño está basado en un dispositivo de sensores acoplados a transductores piezoeléctricos de cuarzo de alta sensibilidad y frecuencia natural.

Estas plataformas dinamométricas permiten determinar las fuerzas de reacción generadas en el movimiento en las tres dimensiones del espacio (x, y, z) y su evolución en el tiempo, proporcionando datos cuantitativos específicos para la valoración cinética.

En el laboratorio de biomecánica utilizamos dos plataformas de 60 x 40 cm de tamaño, dispuestas de forma longitudinal, e integradas en un foso a nivel del suelo. Esta disposición independiente de las dos plataformas permite el registro por separado de la actividad de los dos miembros inferiores durante un mismo movimiento.

3.2 PROCESAMIENTO DE LOS DATOS

Las plataformas contienen un programa de software específico y están conectadas a un equipo informático desde el que se realiza el procesamiento y análisis de los datos. La tecnología de las plataformas

dinamométricas proporciona los resultados de la valoración cinética en forma de tablas de datos, con los valores de las fuerzas en función del tiempo, y en forma de gráficas con curvas fuerza - tiempo. Las fuerzas expresadas en Newtons (N) y en intervalos de tiempo de 2 ms.

Para cada prueba seleccionamos variables de tipo fuerza y tiempo de nuestro interés. En las variables de fuerza, determinamos los valores de las fuerzas máximas o mínimas. En las variables de tiempo, calculamos la duración de las fases del movimiento. Estas variables son fácilmente identificables porque representan puntos de inflexión de las curvas fuerza - tiempo.

En el análisis tridimensional del movimiento, seleccionamos las variables correspondientes al movimiento en el eje vertical (z) y el eje antero-posterior (y), pero desestimamos analizar las variables en el eje medio-lateral (x) debido a su elevada variabilidad y reducida magnitud.

Para facilitar el análisis de las variables exportamos los resultados de las pruebas cinéticas a una base de datos tipo Excel® (Microsoft Office 2007) en la que incluimos los datos personales y antropométricos de los participantes en el estudio. Al exportar los resultados de cada prueba realizamos un filtrado y eliminamos los datos correspondientes a tiempos sin interacción con la plataforma o a tiempos no relevantes para la prueba.

En el procesamiento de los datos, normalizamos las variables de fuerza (N) determinando su magnitud en relación al peso (Kg) de cada sujeto y las expresamos en forma de porcentaje del peso corporal (% PC). Consideramos un valor de la gravedad igual a 10 m/s^2 .

Para la normalización de las variables de tiempo (s), condicionadas por la velocidad o por la duración total del movimiento, expresamos los tiempos como porcentaje en relación al tiempo total (% TT) del movimiento sobre la superficie de la plataforma.

El tiempo necesario para completar el protocolo de estudio en cada participante fue de aproximadamente 30 minutos. Realizamos todas las pruebas en el laboratorio en el mismo orden y en el mismo día para cada participante, en horario de mañana y de lunes a viernes, sin tener en cuenta el día.

Previamente a la realización de las pruebas explicamos a cada participante el objetivo del estudio y el desarrollo de cada prueba y permitimos la realización de ensayos previos. Realizamos todas las pruebas con los sujetos descalzos y a velocidad libre.

3.3 EL PROTOCOLO DE PRUEBAS CINÉTICAS

El diseño innovador de este estudio se basa en la creación de un protocolo sistemático de pruebas cinéticas para la valoración funcional del miembro inferior mediante técnicas de análisis del movimiento. Las pruebas del protocolo consistieron en movimientos específicos basados en actividades de la vida diaria o el deporte que representan diferentes retos para la funcionalidad. Así, establecimos un protocolo de seis pruebas estandarizadas sobre las plataformas de fuerza.

3.3.1 La prueba de marcha (M)

La prueba de marcha consiste en un ciclo completo de marcha normal, a cadencia libre, sobre las plataformas. Establecimos que el contacto inicial

con la primera plataforma se realizara siempre con el pie derecho y el contacto con la segunda, con el pie izquierdo (Fig. 7). Previamente a la entrada en la plataforma los sujetos realizaban varios pasos de marcha previos.

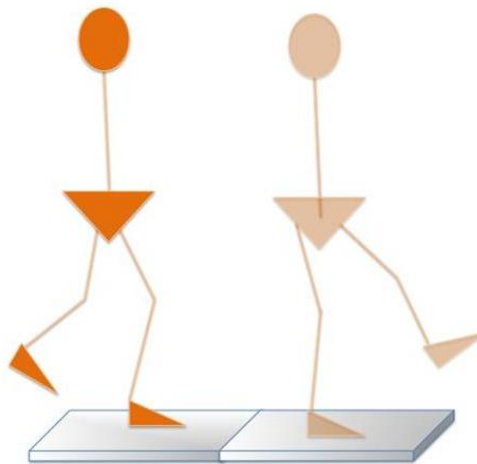


Figura 7: La prueba de marcha

3.3.2 La prueba de carrera (C)

La prueba de carrera consiste en un ciclo de carrera a velocidad libre sobre la plataforma. Establecimos la prueba de carrera de manera análoga a la marcha, con la misma colocación del sujeto y la misma secuencia de apoyo de los pies. Antes de la entrada en la plataforma los sujetos disponían de espacio para realizar varios pasos previos de carrera.

3.3.3 La prueba de “sprint” o pateo (SPR)

En la prueba de “sprint” o pateo establecimos un tiempo de 5 s para realizar un pateo de carrera en el sitio a la máxima velocidad posible. Al comienzo de la prueba situamos a los sujetos sobre las plataformas, en sentido transversal con cada pie en una plataforma, y controlamos que durante el pateo cada pie realizara el apoyo por separado en su plataforma

(Fig. 8). Esta disposición permite obtener un registro independiente de las fuerzas en cada lado de forma simultánea durante el movimiento.



Figura 8: La prueba de “sprint”

3.3.4 La prueba de salto vertical (SV)

La prueba de salto vertical consiste en un salto vertical bilateral con contra movimiento para alcanzar altura máxima seguido de una recepción bilateral. Comenzamos la prueba de salto con los sujetos situados dentro de las plataformas, en sentido transversal, cada pie apoyado en una de las plataformas de forma independiente. Los sujetos realizan un impulso máximo hacia arriba con movimiento libre de los brazos y una recepción bilateral, con cada pie en una de las plataformas, conservando el equilibrio para detener el movimiento (Fig. 9).

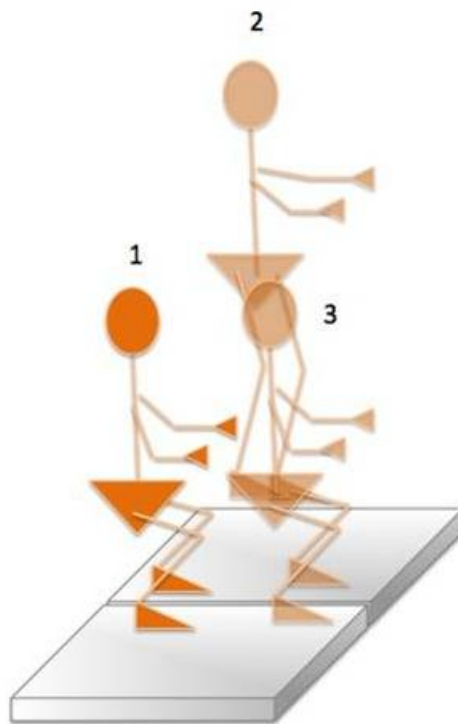


Figura 9: La prueba de salto vertical

3.3.5 La prueba de salto con cajón (SC)

La prueba de salto con cajón representa un segundo tipo de salto con recepción bilateral. Para esta prueba utilizamos dos cajones de madera de 30 cm de altura colocados paralelamente a las plataformas en sentido transversal. Estos cajones recrean la altura teórica de un escalón. Comenzamos esta prueba con los sujetos situados de pie sobre la altura del primer cajón. Desde el primer cajón, los sujetos realizan un salto de caída, con recepción bilateral, con cada pie en cada una de las plataformas. Tras la recepción, el movimiento debe continuar para tomar impulso y saltar hacia arriba y hacia delante hasta alcanzar la altura del segundo cajón (Fig. 10).

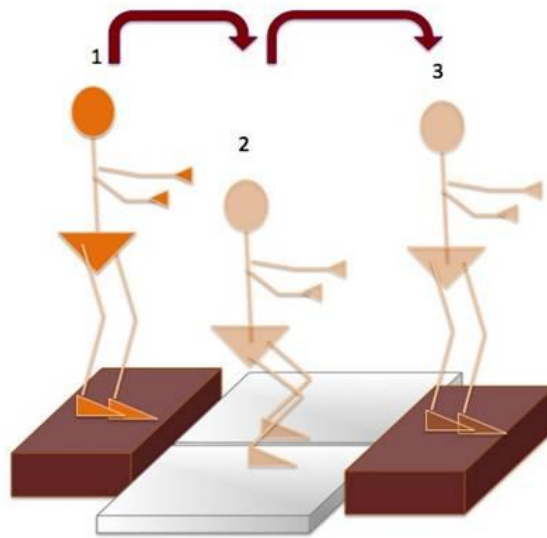


Figura 10: La prueba de salto con cajón

3.3.6 La prueba de salto monopodal (SM)

Esta prueba representa un tercer tipo de salto realizado con impulso y recepción monopodal y desplazamiento en el eje horizontal. Los sujetos se desplazan longitudinalmente sobre las plataformas, avanzando desde la primera a la segunda plataforma y al exterior de las mismas, realizando un salto con apoyo y recepción unilateral, manteniendo el contralateral en el aire con la rodilla flexionada (Fig. 11).

Establecimos de forma independiente y de manera análoga una prueba de salto monopodal derecho y otra de salto monopodal izquierdo. Por su naturaleza, esta fue la única prueba en la que no analizamos los dos lados de forma simultánea en el mismo movimiento.

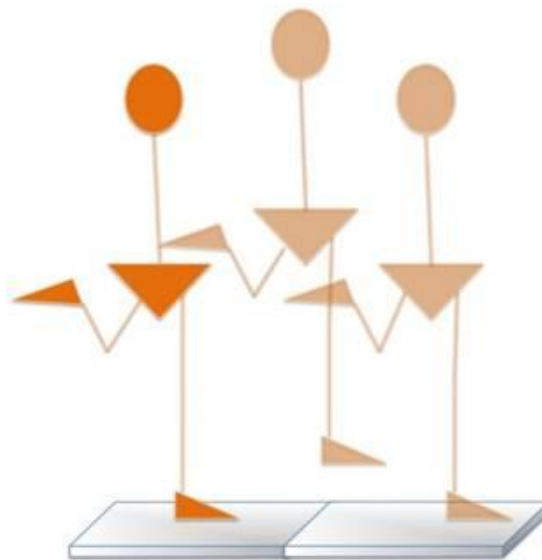


Figura 11: La prueba de salto monopodal

3.4 VARIABLES DE ESTUDIO

Establecimos para cada una de las pruebas un conjunto de variables cinéticas específicas e identificamos dos grupos de variables: las variables de fuerza y las variables de tiempo.

Para facilitar su interpretación en la lectura, incluimos en un anexo final una ficha con la relación de las variables de estudio.

3.4.1 Variables en la prueba de marcha

En la prueba de marcha, para las variables de fuerza en el plano vertical seleccionamos las fuerzas máximas y mínimas de contacto e impulso. Para las variables de tiempo, determinamos la duración de las fases de apoyo en cada lado y la duración de la fase de doble apoyo característica.

La figura 12 muestra la curva fuerza - tiempo característica de la prueba de marcha y las variables de estudio específicas en el plano vertical. Las variables de fuerza se expresan en relación al porcentaje de peso corporal

(% PC) y las variables de tiempo en relación al porcentaje de tiempo total de marcha (% TT_M) sobre las plataformas.

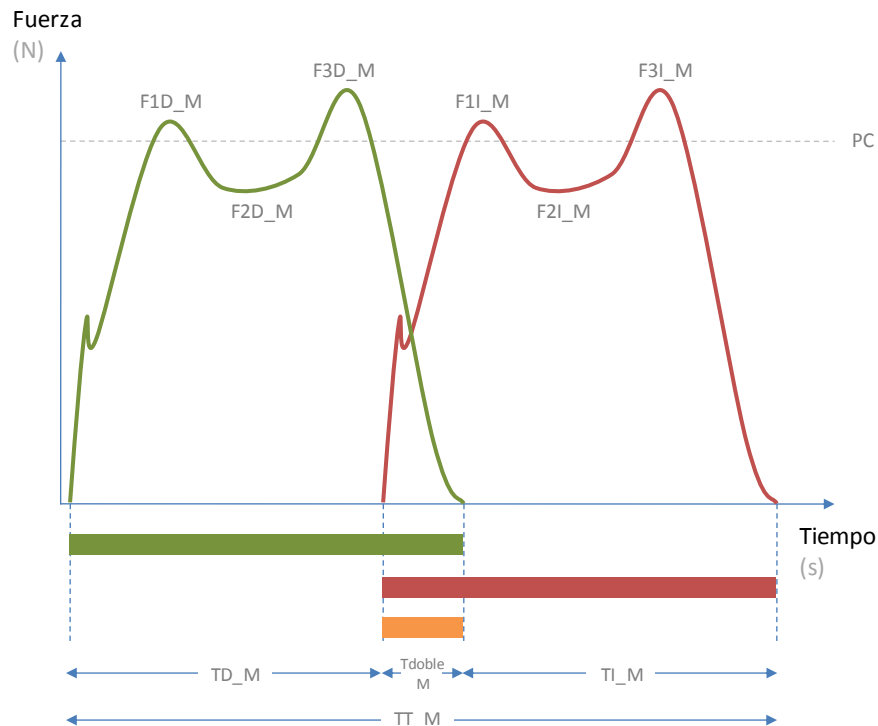


Figura 12: Variables en la prueba de marcha. Eje vertical

En el plano antero - posterior, determinamos las variables correspondientes a las fuerzas máximas (positivas de propulsión) y mínimas (negativas de frenado) en la prueba de marcha. Seleccionamos como variable de tiempo el momento de cambio de dirección de las fuerzas antero - posteriores que indica la duración de de las fases de frenado y propulsión en función del porcentaje de tiempo total de marcha.

La figura 13 muestra la curva característica del plano antero - posterior en la prueba de marcha con la representación de las variables de estudio para este plano.

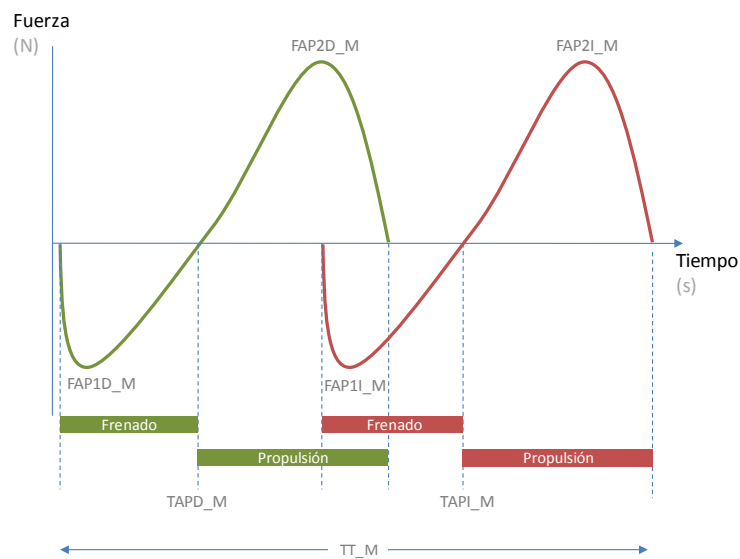


Figura 13: Variables en la prueba de marcha. Eje antero – posterior

La tabla 1 muestra las variables de estudio de la prueba de marcha y su denominación.

Variables de Fuerza (% PC)			
F1D_M	Fuerza máxima de contacto lado derecho	F1I_M	Fuerza máxima de contacto lado izquierdo
F2D_M	Fuerza valle lado derecho	F2I_M	Fuerza valle lado izquierdo
F3D_M	Fuerza máxima de impulso lado derecho	F3I_M	Fuerza máxima de impulso lado izquierdo
FAP1D_M	Fuerza de frenado lado derecho (-)	FAP1I_M	Fuerza de frenado lado izquierdo (-)
FAP2D_M	Fuerza de propulsión lado derecho (+)	FAP2I_M	Fuerza de propulsión lado izquierdo (+)
Variables de Tiempo (% TT)			
TD_M	Tiempo de apoyo lado derecho	TI_M	Tiempo de apoyo lado izquierdo
Tdoble_M	Tiempo de doble apoyo		
TAPD_M	Tiempo de cambio de dirección de las fuerzas antero-posteriores lado derecho	TAPI_M	Tiempo de cambio de dirección de las fuerzas antero-posteriores lado izquierdo
TT_M	Tiempo total de la prueba de marcha (s)		

Tabla 1: Variables en la prueba de marcha

3.4.2 Variables en la prueba de carrera

En la prueba de carrera seleccionamos las variables de estudio de manera análoga a la marcha. Para las variables de fuerza determinamos las fuerzas máximas y la fuerza mínima en el plano vertical. Para las variables de tiempo analizamos la duración relativa de los tiempos de apoyo monopodal en cada lado y la duración de la fase de suspensión característica de la carrera.

La figura 14 muestra la curva fuerza - tiempo característica de la prueba de carrera y las variables cinéticas seleccionadas para el estudio del movimiento en esta prueba.

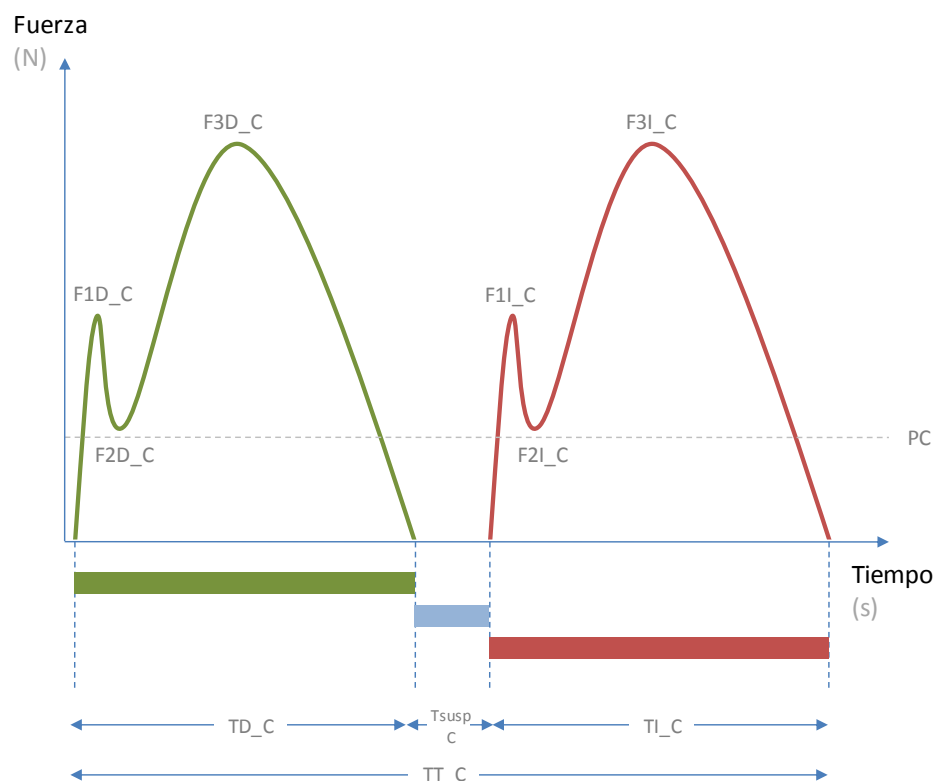


Figura 14: Variables en la prueba de carrera

La tabla 2 muestra las variables de estudio de la prueba de carrera y su denominación.

Variables de Fuerza (% PC)			
F1D_C	Fuerza de contacto lado derecho	F1I_C	Fuerza de contacto lado izquierdo
F2D_C	Fuerza valle lado derecho	F2I_C	Fuerza valle lado izquierdo
F3D_C	Fuerza de impulso lado derecho	F3I_C	Fuerza de impulso lado izquierdo
Variables de Tiempo (% TT)			
TD_C	Tiempo de apoyo monopodal lado derecho	TI_C	Tiempo de apoyo monopodal lado izquierdo
Tsusp_C	Tiempo de suspensión en el aire		
TAPD_C	Tiempo de cambio de dirección de las fuerzas antero-posteriores lado derecho	TAPI_C	Tiempo de cambio de dirección de las fuerzas antero-posteriores lado izquierdo
TT_C	Tiempo total de la prueba de carrera (s)		

Tabla 2: Variables en la prueba de carrera

3.4.3 Variables en la prueba de “sprint”

En la prueba de “sprint” analizamos las fuerzas verticales máximas generadas en cada ciclo de pateo. Para definir la variable de fuerza máxima en esta prueba determinamos la magnitud de cada uno de los máximos generados en cada ciclo y calculamos la media respecto al número de ciclos. Calculamos de forma independiente las fuerzas máximas en el lado derecho y en el lado izquierdo. Como variable de tiempo representativa de la velocidad de ejecución de la prueba, identificamos el número total de ciclos respecto al tiempo total de duración de la prueba.

La figura 15 muestra la curva típica de movimiento durante el “sprint” y la representación esquemática del cálculo de las variables.

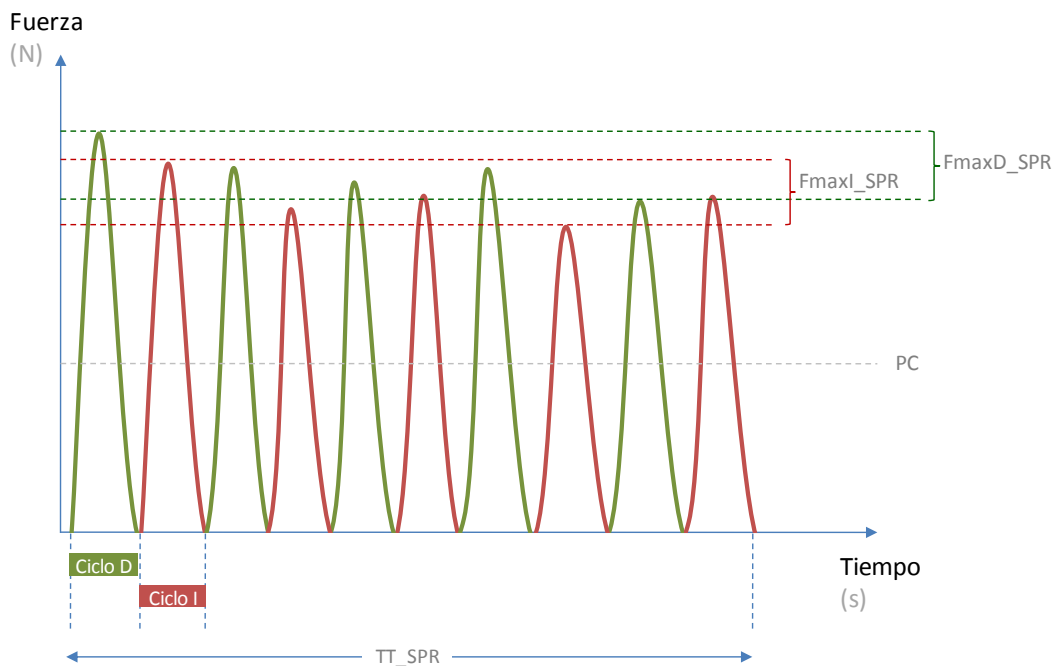


Figura 15: Variables en la prueba de “sprint”

La tabla 3 muestra las variables de estudio en la prueba de “sprint” y su denominación.

Variables de Fuerza (% PC)			
FmaxD_SPR	Fuerza máxima media lado derecho	FmaxI_SPR	Fuerza máxima media lado izquierdo
Variables de Tiempo			
Cicloseg_SPR	Número de ciclos por segundo	Cicloseg_SPR	Número de ciclos por segundo
TT_SPR	Tiempo total de la prueba de “sprint” (s)		

Tabla 3: Variables en la prueba de sprint

3.4.4 Variables en la prueba de salto vertical

En la prueba de salto vertical seleccionamos las variables correspondientes a las fuerzas máximas de impulso y recepción. Como variable de tiempo calculamos el tiempo de vuelo (s) durante el salto en el que no existe contacto con la plataforma.

La figura 16 representa la curva fuerza - tiempo característica y las variables de estudio de la prueba de salto vertical. En la realización de esta prueba los movimientos del lado derecho e izquierdo se registran al mismo tiempo lo que da lugar a curvas superpuestas. La figura 16 a continuación corresponde a la valoración del movimiento de uno de los lados.

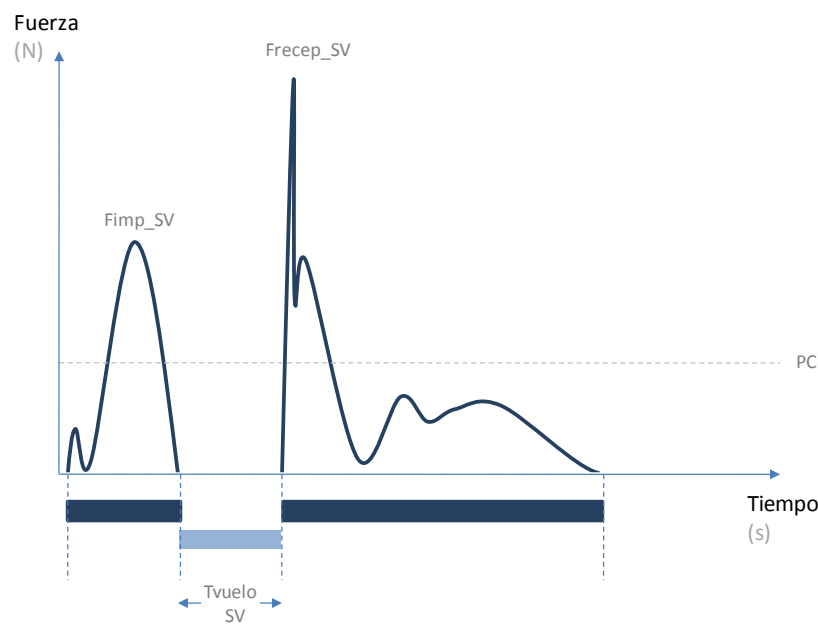


Figura 16: Variables en la prueba de salto vertical

La tabla 4 muestra las variables de estudio en la prueba de salto vertical y su denominación.

Variables de Fuerza (% PC)			
FimpD_SV	Fuerza máxima de impulso lado derecho	Fimpl_SV	Fuerza máxima de impulso lado izquierdo
FrecepD_SV	Fuerza máxima de recepción lado derecho	Frecepl_SV	Fuerza máxima de recepción lado izquierdo
Variables de Tiempo (s)			
TvueloD_SV	Tiempo de vuelo vertical en el lado derecho (s)	Tvuelol_SV	Tiempo de vuelo vertical en el lado izquierdo (s)

Tabla 4: Variables en la prueba de salto vertical

3.4.5 Variables en la prueba de salto con cajón

En la prueba de salto con cajón las variables seleccionadas representan las fuerzas máximas de recepción e impulso que ocurren durante la interacción con la plataforma en la transición del primer cajón al segundo cajón.

La figura 17 muestra la curva típica de movimiento sobre la plataforma durante la realización del salto con cajón en uno de los lados. En esta prueba obtenemos también una superposición de dos curvas correspondientes al movimiento del lado derecho e izquierdo.

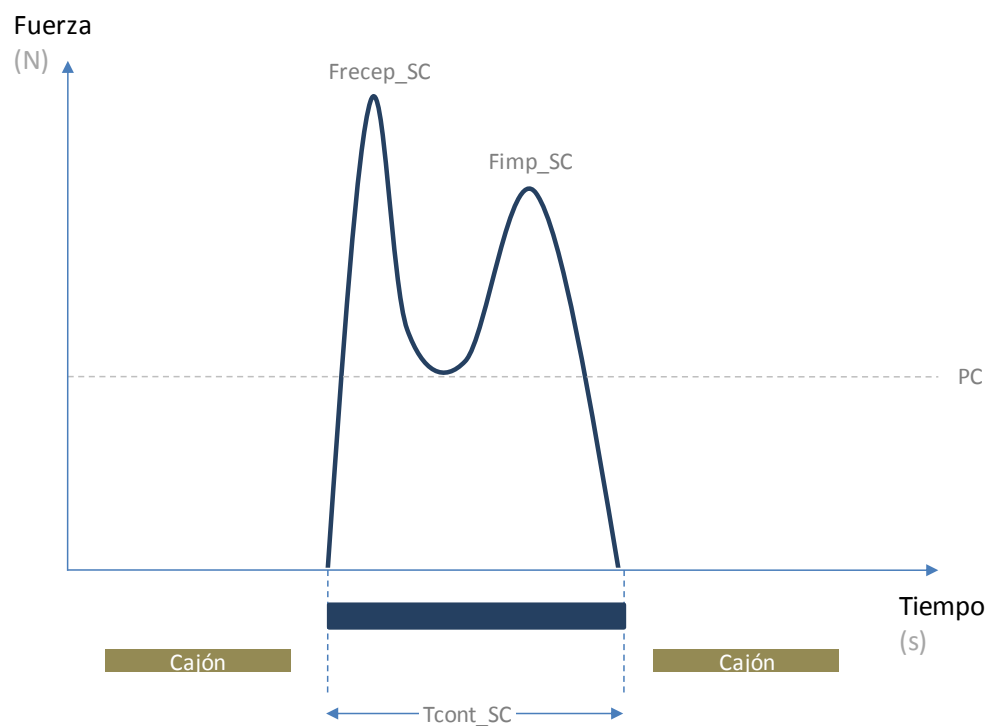


Figura 17: Variables en la prueba de salto con cajón

La tabla 5 muestra las variables de estudio en la prueba de salto con cajón y su denominación.

Variables de Fuerza (% PC)			
FrecepD_SC	Fuerza máxima de recepción lado derecho	Frecepl_SC	Fuerza máxima de recepción lado izquierdo
FimpD_SC	Fuerza máxima de impulso lado derecho	Fimpl_SC	Fuerza máxima de impulso lado izquierdo
Variables de Tiempo (s)			
TcontD_SC	Tiempo de contacto con la plataforma lado derecho (s)	Tcontl_SC	Tiempo de contacto con la plataforma lado izquierdo (s)

Tabla 5: Variables en la prueba de salto con cajón

3.4.6 Variables en la prueba de salto monopodal

En el salto monopodal identificamos las fuerzas máximas generadas durante la recepción e impulso horizontal. Utilizamos únicamente los datos obtenidos de la recepción del salto en la segunda plataforma y desestimamos los resultados del primer ciclo de salto en la primera plataforma.

Para las variables de tiempo calculamos el tiempo de vuelo desde el salto de la primera a la segunda plataforma y el tiempo de contacto en la segunda plataforma.

La figura 18 muestra la curva fuerza - tiempo característica de una prueba de salto monopodal y las variables de estudio seleccionadas.

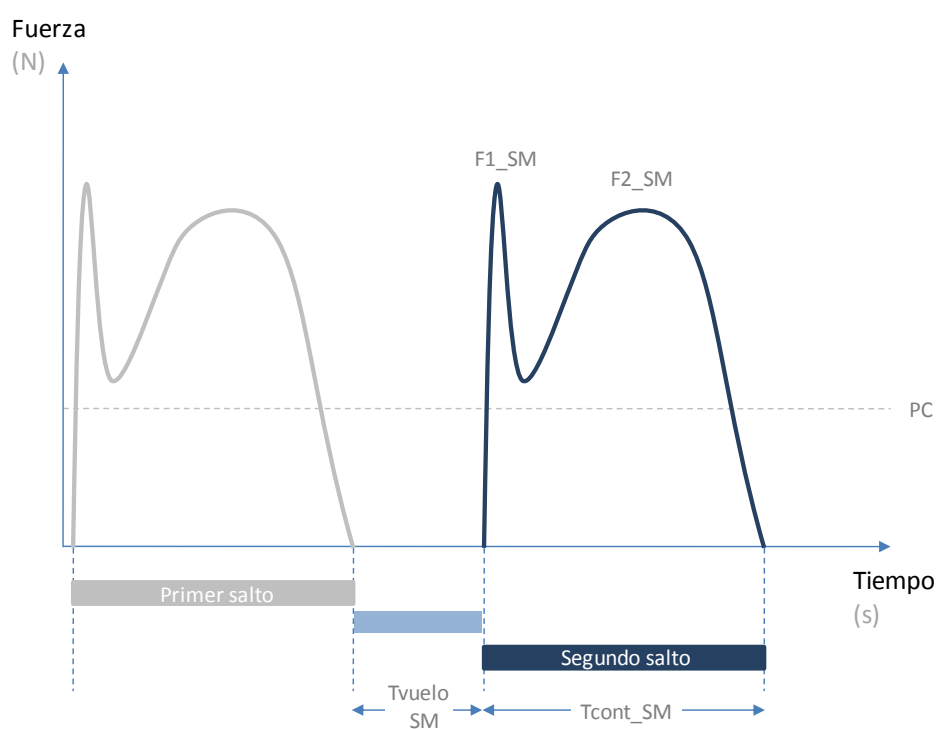


Figura 18: Variables en la prueba de salto monopodal

La tabla 6 muestra las variables de estudio en la prueba de salto monopodal y su denominación.

Variables de Fuerza (% PC)			
F1D_SM	Fuerza máxima de contacto/recepción lado derecho	F1I_SM	Fuerza máxima de contacto/recepción lado izquierdo
F2D_SM	Fuerza máxima de impulso lado derecho	F2I_SM	Fuerza máxima de impulso lado izquierdo
Variables de Tiempo (s)			
TvueloD_SM	Tiempo de vuelo horizontal lado derecho	TvueloI_SM	Tiempo de vuelo horizontal lado izquierdo
TTcontD_SM	Tiempo total de contacto lado derecho	TTcontI_SM	Tiempo total de contacto lado izquierdo

Tabla 6: Variables en la prueba de salto monopodal

3.5 LA POBLACIÓN DE ESTUDIO

Seleccionamos para el estudio a un grupo de 64 voluntarios adultos de ambos sexos que completaron el protocolo de pruebas. Perdimos 9 sujetos debido a errores en el sistema informático con el procesamiento de los datos. Finalmente, obtuvimos una población de estudio representativa de 55 sujetos.

Con el fin de seleccionar una población control representativa para nuestra investigación definimos los siguientes criterios de admisión en el estudio.

3.5.1 Criterios de inclusión

- Sujetos voluntarios de ambos sexos, sin patologías en tratamiento ni alteraciones conocidas del aparato locomotor.
- Mayores de 18 años y sin sobrepasar los 50 años de edad.
- Ausencia de cirugías previas, lesiones limitantes o alteraciones de los ejes en el miembro inferior.
- Ausencia de enfermedades neurológicas o sistémicas.
- Actividad física habitual para las actividades de la vida diaria y actividad deportiva a nivel ocasional, habitual o no competitivo.

3.5.2 Demografía del estudio

Realizamos una selección homogénea de la población en cuanto al sexo y obtuvimos un grupo de 28 mujeres y un grupo de 27 hombres (Fig. 19). La edad media de la población fue de 27 años, con una desviación estándar (DS) de 7 años. El rango de edad de los participantes fue de 19 a 40 años (Fig. 20).

En todas las pruebas analizamos los resultados del miembro inferior derecho y el miembro inferior izquierdo. Definimos la dominancia según la

dominancia del miembro superior. El 91% de los sujetos presentaron dominancia derecha y el 9% dominancia izquierda (Fig. 21).

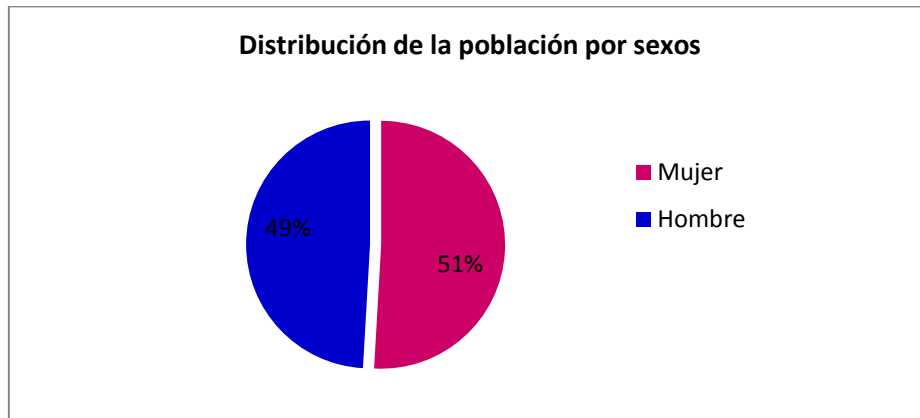


Figura 19: Distribución de la población por sexo

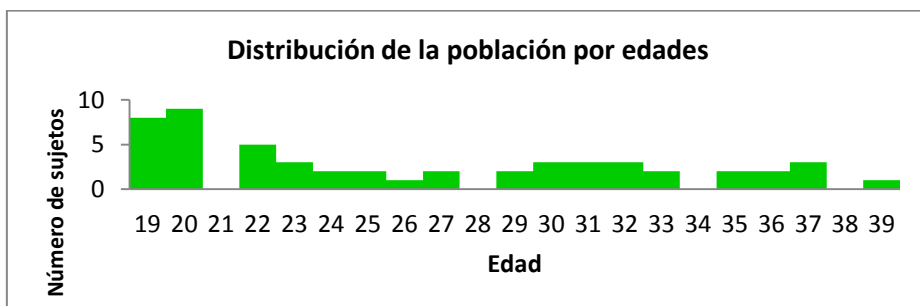


Figura 20: Distribución de la población por edades

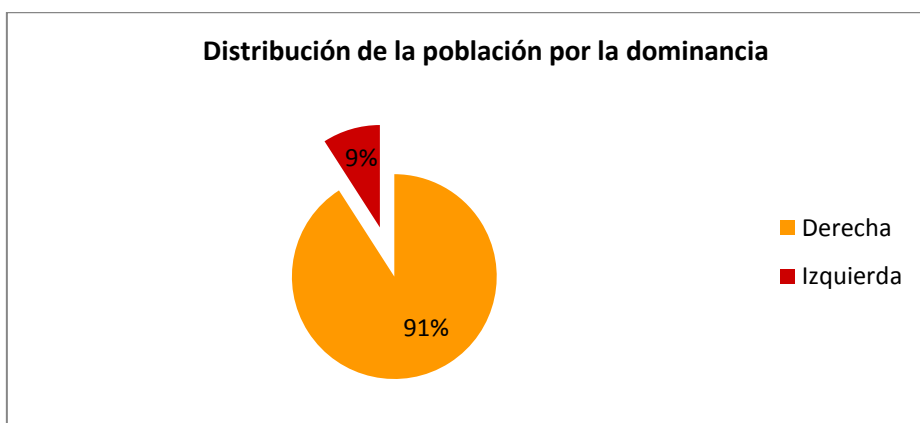


Figura 21: Distribución de la población por lado dominante

La tabla 7 muestra la demografía de la población de estudio.

Sujeto	Sexo	Edad	Dominancia	Peso (N)
1	Mujer	19	Izquierda	500
2	Mujer	19	Derecha	560
3	Mujer	19	Derecha	700
4	Mujer	19	Derecha	750
5	Mujer	19	Derecha	560
6	Mujer	20	Derecha	560
7	Mujer	20	Derecha	570
8	Mujer	21	Derecha	650
9	Mujer	21	Derecha	590
10	Mujer	21	Izquierda	580
11	Mujer	22	Derecha	750
12	Mujer	23	Derecha	490
13	Mujer	23	Derecha	630
14	Mujer	23	Derecha	580
15	Mujer	23	Derecha	620
16	Mujer	24	Derecha	550
17	Mujer	25	Izquierda	550
18	Mujer	26	Derecha	600
19	Mujer	27	Derecha	450
20	Mujer	27	Derecha	700
21	Mujer	30	Derecha	620
22	Mujer	31	Derecha	570
23	Mujer	31	Derecha	740
24	Mujer	32	Derecha	480
25	Mujer	35	Derecha	700
26	Mujer	35	Derecha	530
27	Mujer	37	Derecha	520
28	Mujer	39	Derecha	560
29	Hombre	20	Derecha	840
30	Hombre	20	Derecha	720
31	Hombre	20	Derecha	650
32	Hombre	20	Derecha	600
33	Hombre	20	Derecha	900
34	Hombre	20	Derecha	610

35	Hombre	21	Derecha	740
36	Hombre	21	Derecha	780
37	Hombre	22	Derecha	650
38	Hombre	23	Izquierda	700
39	Hombre	24	Derecha	690
40	Hombre	24	Derecha	820
41	Hombre	25	Derecha	780
42	Hombre	29	Derecha	820
43	Hombre	30	Derecha	800
44	Hombre	30	Derecha	610
45	Hombre	31	Derecha	800
46	Hombre	31	Derecha	840
47	Hombre	32	Derecha	780
48	Hombre	33	Derecha	830
49	Hombre	33	Derecha	770
50	Hombre	34	Derecha	760
51	Hombre	36	Derecha	820
52	Hombre	36	Derecha	830
53	Hombre	37	Derecha	620
54	Hombre	37	Izquierda	800
55	Hombre	40	Derecha	930

Tabla 7: Demografía de la población de estudio

3.6 METODOLOGÍA ESTADÍSTICA

Para el análisis estadístico verificamos la normalidad de las variables mediante el test de Kolmogorov - Smirnov. Todas las variables de estudio siguieron una distribución normal según nuestros criterios de agrupación (sexo, edad) (excepto FAP1_M, FAP2_M en las mujeres; TT_SPR y TaireD_SM en los hombres; FAP2_M, Tsusp_C y TaireD_SM en los menores de 25 años).

Utilizamos el test t de Student para las variables con distribución normal y el test U de Mann-Whitney con ajuste de Bonferroni como prueba no

paramétrica para las variables que no cumplían los criterios de distribución normal. Para el estudio de la lateralidad con el análisis comparativo derecha - izquierda utilizamos el test de Wilcoxon para grupos relacionados.

Aceptamos el nivel de significación estadística para un valor de p menor o igual a 0,05. Para el procesamiento estadístico de todos los datos utilizamos el programa SPSS versión 15.0 para Windows.

4 RESULTADOS

Presentamos los resultados del estudio de nuestro protocolo de pruebas cinéticas analizadas de forma independiente para cada una de las pruebas. En primer lugar, presentamos los resultados de las variables fuerza - tiempo y su distribución en la población de estudio. A continuación, presentamos los resultados del estudio de la influencia del sexo, la edad y la lateralidad en cada una de las variables. En el apartado final presentamos unas guías de referencia para la valoración de las pruebas del protocolo cinético que sintetizan los resultados obtenidos.

4.1 ESTUDIO DE LA PRUEBA DE MARCHA

4.1.1 Patrón de movimiento en la prueba de marcha

En la prueba de marcha el patrón de movimiento fuerza - tiempo característico en el plano vertical fue el patrón típico en “M” o doble pico. En el plano antero - posterior, todos los sujetos presentaron un típico patrón bifásico.

Las figuras 22 y 23 muestran un ejemplo de las curvas fuerza - tiempo en la prueba de marcha obtenidas en uno de los sujetos de estudio.

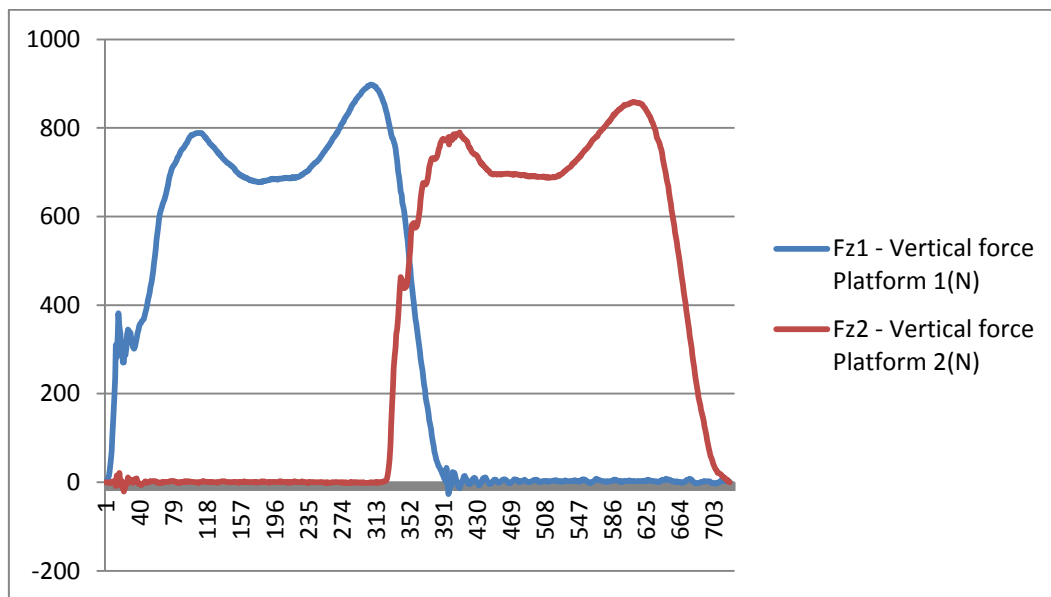


Figura 22: Patrón de movimiento en la prueba de marcha. Plano vertical

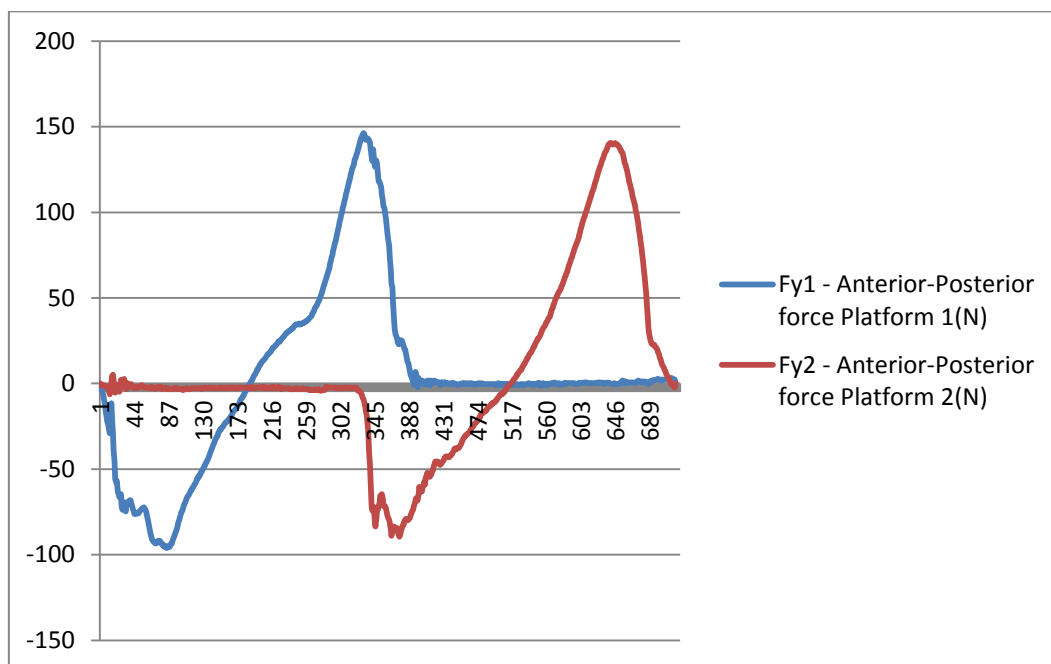


Figura 23: Patrón de movimiento en la prueba de marcha. Plano antero-posterior

4.1.2 Fuerzas en la prueba de marcha

La tabla 8 presenta los resultados de las fuerzas verticales en la prueba de marcha y su distribución en la población. Las variables seleccionadas para el estudio de las fuerzas verticales en la prueba de marcha presentaron

una distribución normal con dispersiones pequeñas en la población de estudio.

	F1D_M	F2D_M	F3D_M	F1I_M	F2I_M	F3I_M
Media	102,04	81,24	109,28	103,06	79,20	102,33
DT	9,76	7,77	9,56	11,83	8,78	7,82
Mínimo	79,00	64,00	79,00	77,00	57,00	71,00
Máximo	130,00	105,00	140,00	133,00	106,00	124,00
P25	95,50	76,00	102,75	96,75	74,00	98,00
P75	108,25	86,00	114,25	110,25	85,00	108,00
CV %	10	10	9	12	11	8

Tabla 8: Resultados de las fuerzas verticales en la prueba de marcha

La figura 24 muestra los resultados de las fuerzas verticales en la marcha y su distribución en la población. En este tipo de representación, las cajas muestran la distribución del percentil 50 y los extremos indican los valores máximos y mínimos. La línea horizontal negra representa el valor medio de estas fuerzas en la población en relación al peso corporal.

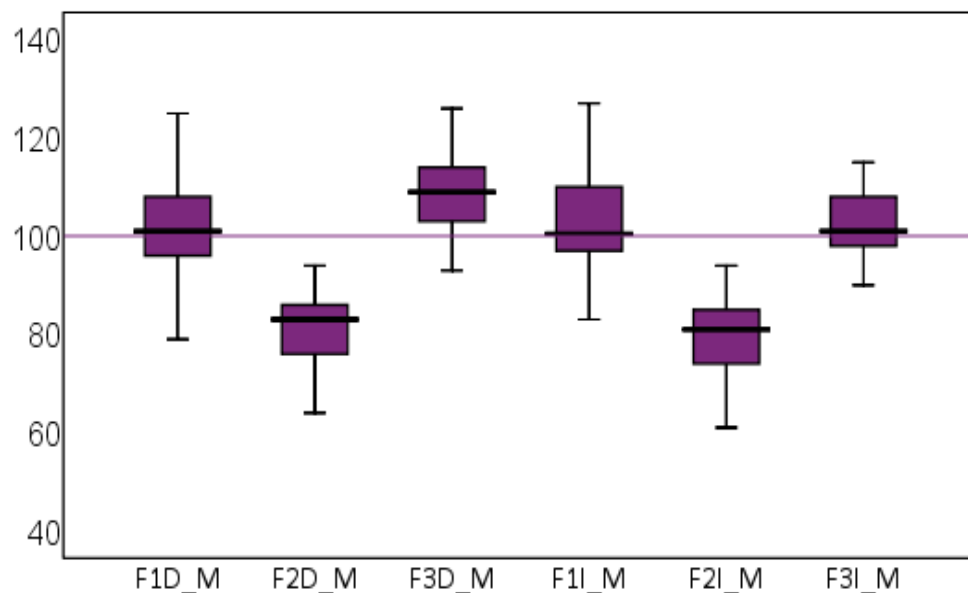


Figura 24: Resultados de las fuerzas verticales en la prueba de marcha

Las fuerzas máximas (F1_M y F3_M) de contacto e impulso en la marcha fueron de una magnitud ligeramente mayor al peso corporal. Las fuerzas mínimas (F2_M) fueron menores que el peso corporal porque se producen durante la fase de doble apoyo en la que la carga corporal se distribuye entre los dos lados que mantienen apoyo en el suelo.

La tabla 9 presenta los resultados de las fuerzas antero - posteriores en la prueba de marcha y su distribución en la población. Las fuerzas antero - posteriores en la prueba de marcha fueron de pequeña magnitud en relación a las fuerzas verticales y presentaron mayor dispersión.

	FAP1D_M (-)	FAP2D_M (+)	FAP1I_M (-)	FAP2I_M (+)
Media	15,61	21,46	14,78	21,07
DT	5,50	5,89	4,83	3,59
Mínimo	4,00	10,00	8,00	12,00
Máximo	32,00	39,00	29,00	30,00
Percentil 25	12,00	18,00	11,00	18,75
Percentil 75	19,25	23,00	16,25	23,00

Tabla 9: Resultados de las fuerzas antero - posteriores en la prueba de marcha

La figura 25 muestra la distribución de los resultados de las fuerzas antero - posteriores en la prueba de marcha y su pequeña magnitud respecto al peso corporal.

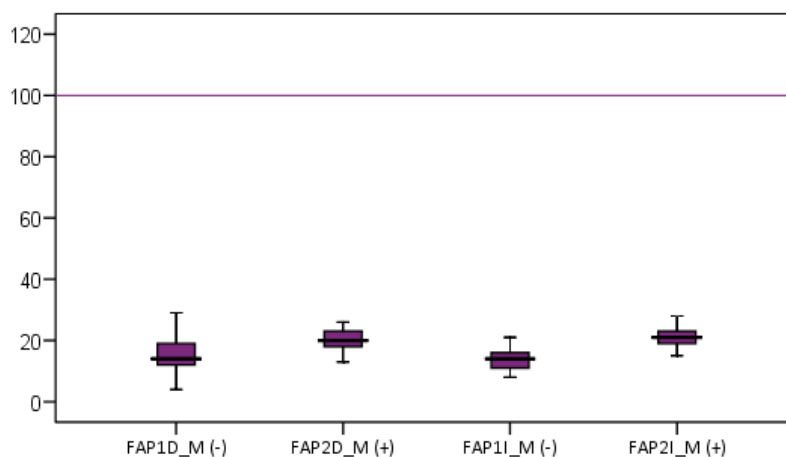


Figura 25: Resultados de las fuerzas antero - posteriores en la prueba de marcha

4.1.3 Tiempos en la prueba de marcha

La tabla 10 presenta las variables de tiempo seleccionadas en la prueba de marcha en relación al tiempo total de marcha sobre las plataformas (TT_M). Los tiempos en el plano vertical corresponden a la duración relativa de las fases de apoyo monopodal derecho, izquierdo y de doble apoyo en la marcha. Los tiempos en el plano antero - posterior corresponden a la duración de las fases de frenado y propulsión. Las variables de tiempo en la marcha mostraron también dispersiones pequeñas en la población de estudio.

	TD_M	TI_M	Tdoble_M	TAPD_M	TAPI_M	TT_M
Media	55,72	55,19	10,93	25,85	25,50	1,35
DT	2,42	2,47	2,15	4,60	5,22	0,17
Mínimo	51,00	46,00	7,00	17,00	14,00	1,05
Máximo	66,00	60,00	18,00	37,00	39,00	1,96
Percentil 25	54,00	54,00	9,75	23,00	22,00	1,25
Percentil 75	57,00	57,00	12,00	28,00	28,00	1,46

Tabla 10: Resultados de los tiempos en la prueba de marcha

La figura 26 muestra la distribución en la población de los resultados de las variables de tiempo en la marcha. Las variables del plano vertical presentaron menor dispersión que las variables del plano antero - posterior.

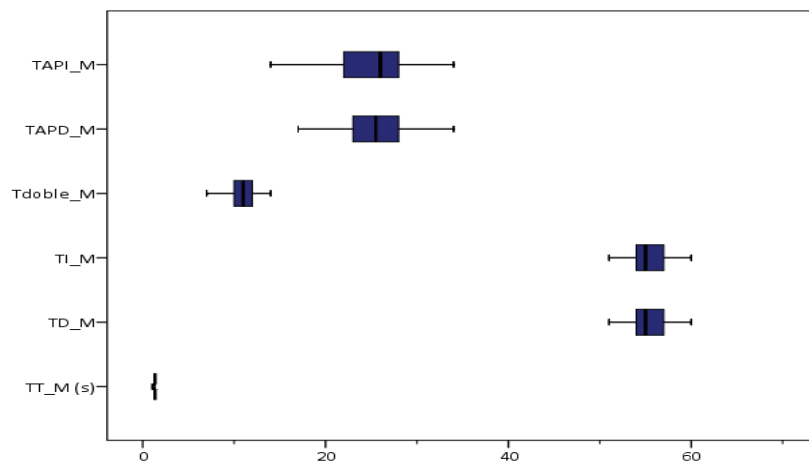


Figura 26: Resultados de los tiempos en la prueba de marcha

4.1.4 Variabilidad de los resultados en la prueba de marcha

Los coeficientes de variación de las variables en el plano vertical en la marcha fueron de pequeña magnitud y en todo caso menores del 25%. Las variables en el plano antero - posterior mostraron dispersiones mayores en la población (Tabla 11).

Lado derecho	CV %	Lado izquierdo	CV %
F1D_M	10	F1I_M	12
F2D_M	10	F2I_M	11
F3D_M	9	F3I_M	8
FAP1D_M	31	FAP1I_M	33
FAP2D_M	28	FAP2I_M	19
TD_M	4	TI_M	4
Tdoble_M	18	TT_M	13
TAPD_M	19	TAPI_M	20

Tabla 11: Coeficientes de variación de las variables en la prueba de marcha

4.1.5 Influencia del sexo en la prueba de marcha

4.1.5.1 Fuerzas en la prueba de marcha en función del sexo

En la prueba de marcha las fuerzas verticales máximas fueron mayores en las mujeres, con diferencias de un 2-3% del peso, pero estas diferencias no resultaron significativas. De forma aislada, la fuerza máxima de propulsión antero - posterior presentó una diferencia cercana a la significación estadística ($p=0,067$), y fue mayor en las mujeres (Tabla 12).

	Mujer		Hombre	
	Media	DT	Media	DT
F1D_M	103,00	5,41	101,07	8,36
F2D_M	81,59	17,12	80,89	7,52
F3D_M	110,67	4,43	107,89	7,18
F1I_M	103,85	3,65	102,26	11,24
F2I_M	79,04	11,06	79,37	8,33
F3I_M	103,11	8,15	101,56	5,06
FAP1D_M (-)	14,81	5,41	16,41	5,56
FAP2D_M (+)	24,59*	17,12	18,33*	3,15
FAP1I_M (-)	14,74	4,43	14,81	5,29
FAP2I_M (+)	21,07	3,65	21,07	3,59

* $p=0,067$

Tabla 12: Fuerzas en la prueba de marcha en función del sexo

La figura 27 muestra las fuerzas verticales en la prueba de marcha en relación al sexo. Las mujeres presentaron fuerzas máximas ligeramente mayores pero las diferencias no fueron significativas.

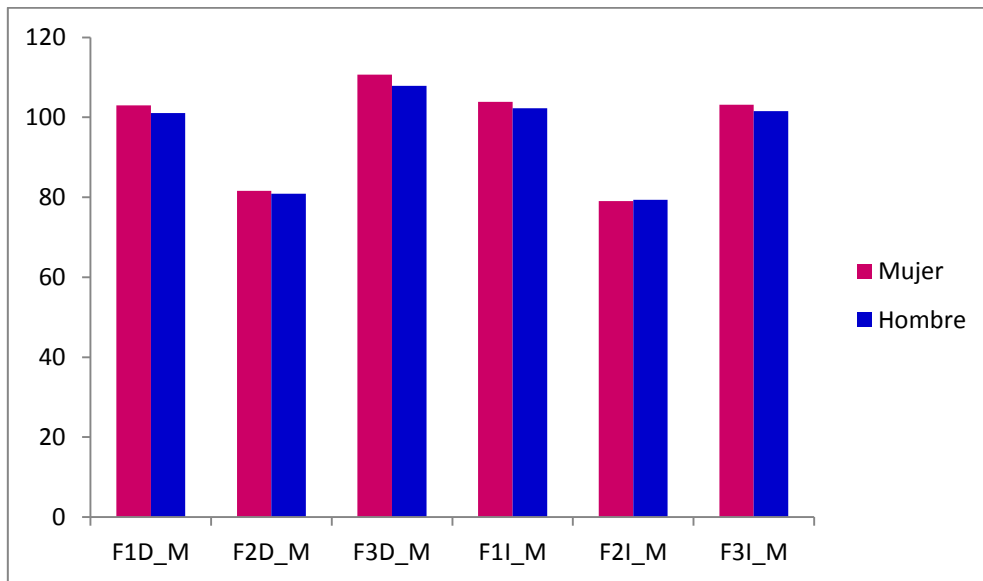


Figura 27: Fuerzas en la prueba de marcha en función del sexo

Las figuras 28 y 29 muestran la distribución respecto al sexo de los resultados de las fuerzas verticales en la prueba de marcha. Las mujeres en la marcha mostraron fuerzas ligeramente mayores que los hombres.

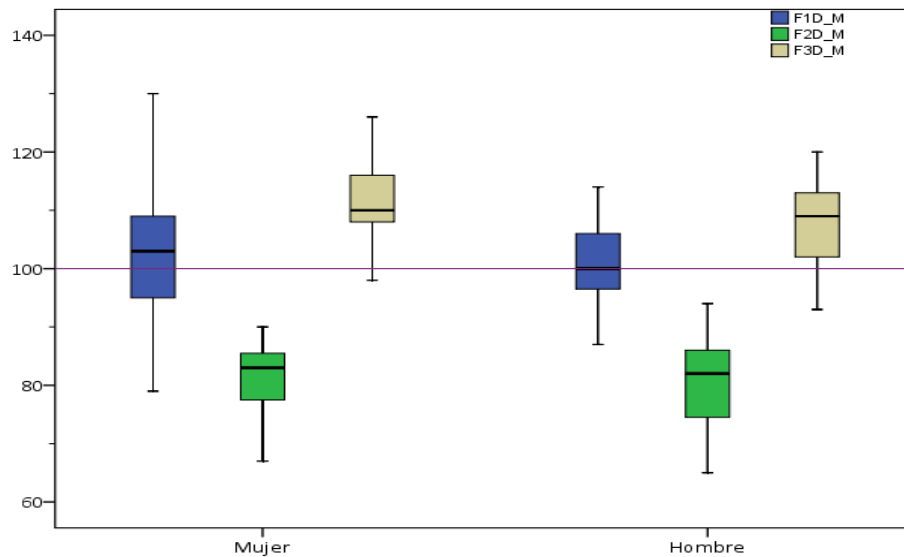


Figura 28: Distribución de las fuerzas verticales en la prueba de marcha según el sexo. Lado derecho

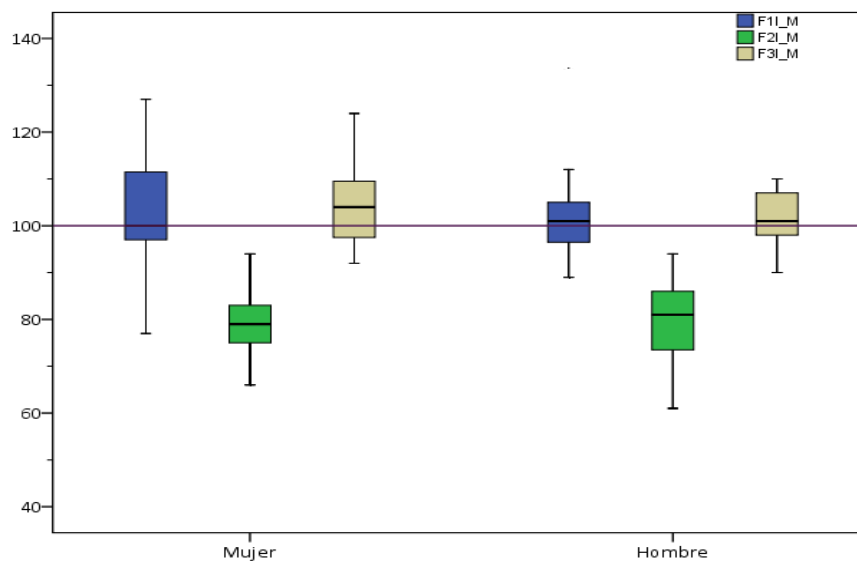


Figura 29: Distribución de las fuerzas verticales en la prueba de marcha según el sexo. Lado izquierdo

4.1.5.2 Tiempos de la prueba de marcha en función del sexo

La tabla 13 presenta los resultados de las variables de tiempo en la prueba de marcha en función del sexo. No existieron diferencias importantes en la duración de las fases de apoyo y propulsión entre hombres y mujeres.

Sólo existió una diferencia estadísticamente significativa en el tiempo de apoyo izquierdo que fue mayor en el hombre que en la mujer, para diferencias de aproximadamente el 2% TT. Las mujeres generaron sus fuerzas en un menor tiempo de apoyo (mayor índice de carga) y generaron fuerzas también algo mayores en ese lado, pero el resultado sólo fue significativo en uno de los lados y las diferencias fueron pequeñas.

	Mujer		Hombre	
	Media	DT	Media	DT
TD_M	55,93	2,76	55,52	2,06
TI_M	54,44*	2,76	55,93*	1,88
Tdoble_M	10,44	2,76	11,41	2,32
TAPD_M	26,33	2,76	25,37	4,84
TAPI_M	25,04	2,76	25,96	5,24
TT_M (s)	1,32	2,76	1,38	0,20

* p=0,026

Tabla 13: Tiempos en la prueba de marcha en función del sexo

La figura 30 muestra los resultados de las variables de tiempo en la marcha en función del sexo.

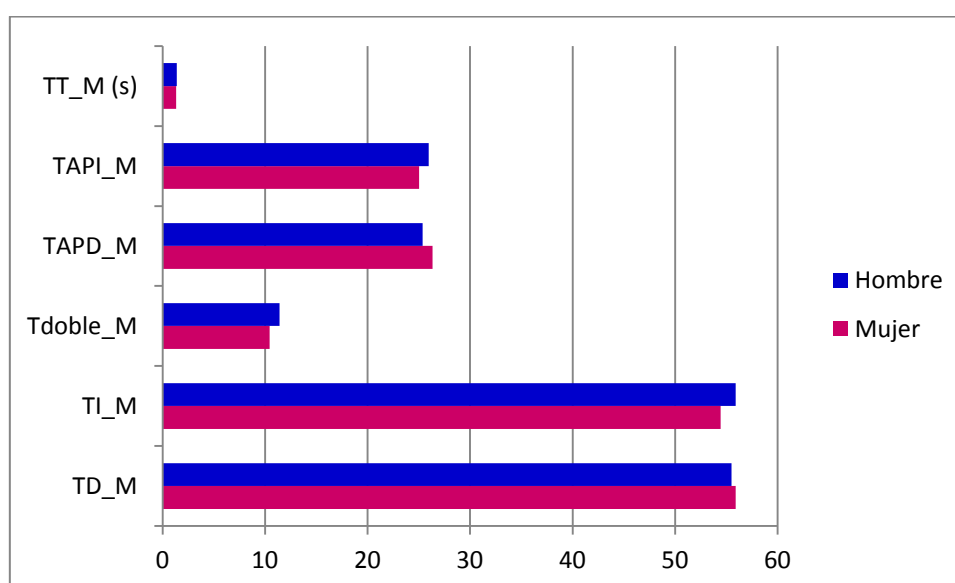


Figura 30: Tiempos en la prueba de marcha en función del sexo

4.1.6 Influencia de la edad en la prueba de marcha

4.1.6.1 Fuerzas en la prueba de marcha en función de la edad

Los resultados de las fuerzas en la prueba de marcha según la edad no mostraron diferencias estadísticamente significativas. No encontramos tampoco una tendencia a presentar mayores fuerzas en ninguno de los dos grupos de edad (Tabla 14).

	Menores de 25 años		Mayores de 25 años	
	Media	DT	Media	DT
F1D_M	103,48	10,36	100,59	9,08
F2D_M	81,37	8,95	81,11	6,56
F3D_M	108,74	11,86	109,81	6,70
F1I_M	104,33	12,63	101,78	11,05
F2I_M	79,59	10,57	78,81	6,72
F3I_M	101,22	9,28	103,44	6,00
FAP1D_M (-)	16,22	6,01	15,00	4,97
FAP2D_M (+)	23,44	17,40	19,48	3,51
FAP1I_M (-)	15,89	5,50	13,67	3,84
FAP2I_M (+)	20,96	3,71	21,19	3,53

Tabla 14: Fuerzas en la prueba de marcha en función de la edad

La figura 31 muestra las fuerzas verticales en la prueba de marcha en los dos grupos de edad.

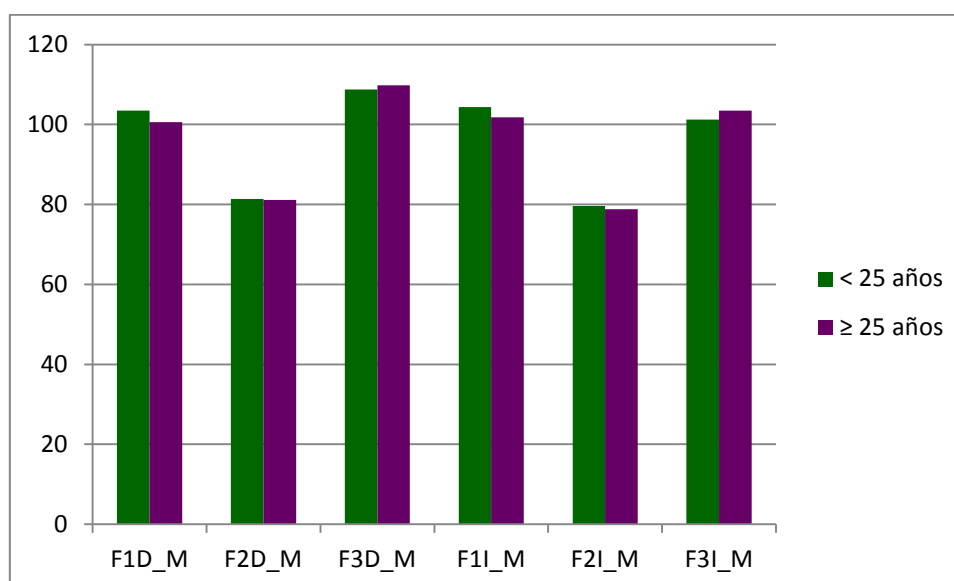


Figura 31: Fuerzas en la prueba de marcha en función de la edad

4.1.6.2 Tiempos en la prueba de marcha en función de la edad

La tabla 15 muestra los resultados de las variables de tiempo en la prueba de marcha en función de la edad. No existieron diferencias significativas entre los dos grupos de edad en los tiempos de la prueba de marcha y las

diferencias fueron muy pequeñas, especialmente en los tiempos relativos al plano vertical.

	Menores de 25 años		Mayores de 25 años	
	Media	DT	Media	DT
TD_M	55,89	2,99	55,56	1,72
TI_M	55,33	2,99	55,04	1,87
Tdoble_M	11,26	2,14	10,59	2,15
TAPD_M	25,93	5,01	25,78	4,24
TAPI_M	26,48	5,49	24,52	4,84
TT_M (s)	1,32	0,15	1,38	0,19

Tabla 15: Tiempos en la prueba de marcha en función de la edad

La figura 32 muestra que no existieron diferencias significativas en los tiempos en la prueba de marcha. Los tiempos de apoyo en el plano vertical fueron prácticamente idénticos en ambos grupos.

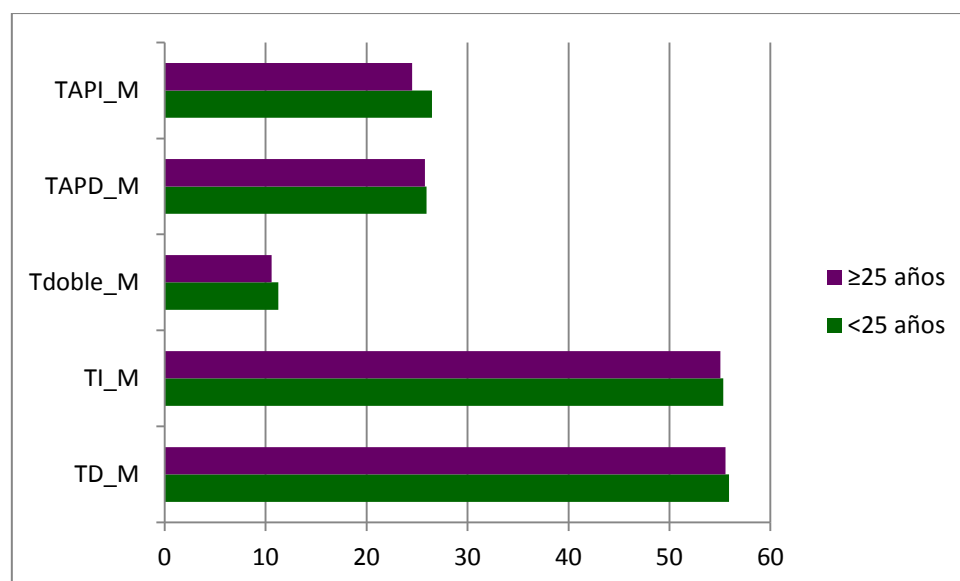


Figura 32: Tiempos en la prueba de marcha en función de la edad

4.1.7 Influencia de la lateralidad en la prueba de marcha

4.1.7.1 Fuerzas en la prueba de marcha en función de la lateralidad

Las fuerzas de impulso en la prueba de marcha fueron mayores en el lado derecho. La tabla 16 y la figura 33 muestran los resultados de las fuerzas en la prueba de marcha en cada lado.

	Lado derecho		Lado izquierdo	
	Media	DT	Media	DT
F1_M	102,04	9,76	103,06	11,83
F2_M	81,24*	7,77	79,20*	8,78
F3_M	109,28**	9,56	102,33**	7,82
FAP1_M (-)	15,61	5,50	14,78	4,83
FAP2_M (+)	21,46	12,59	21,07	3,59

*p<0,01; ** p<0,001

Tabla 16: Fuerzas en la prueba de marcha en función de la lateralidad

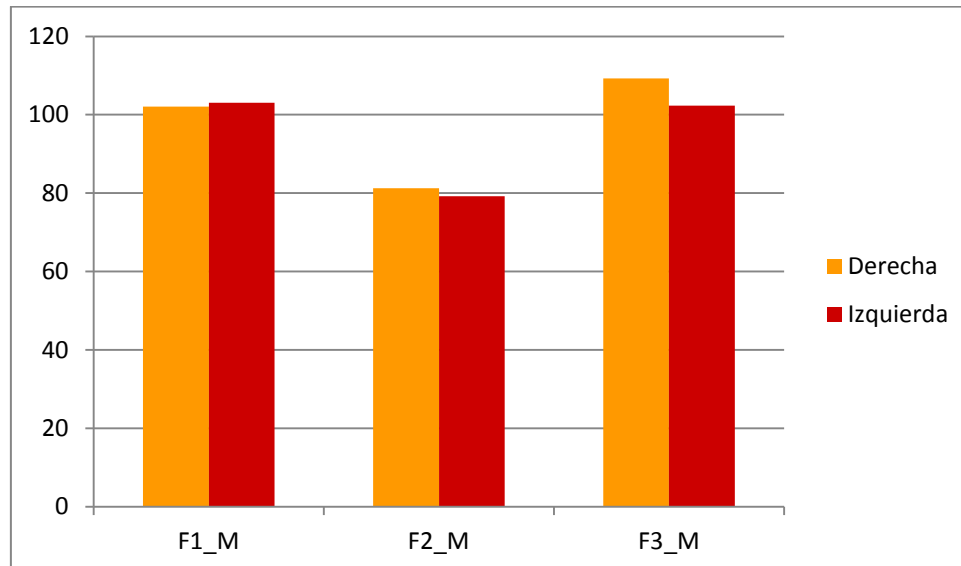


Figura 33: Fuerzas en la prueba de marcha en función de la lateralidad

4.1.7.2 Tiempos en la prueba de marcha en función de la lateralidad

No existieron diferencias lado - lado estadísticamente significativas en ninguno de los tiempos de la prueba de marcha. Los resultados de los

tiempos en la prueba de marcha muestran que la duración de las fases fue simétrica en cada lado (Tabla 17; Fig. 34).

	Lado derecho		Lado izquierdo	
	Media	DT	Media	DT
T_M	55,72	2,42	55,19	2,47
TAP_M	25,85	4,60	25,50	5,22

Tabla 17: Tiempos en la prueba de marcha en función de la lateralidad

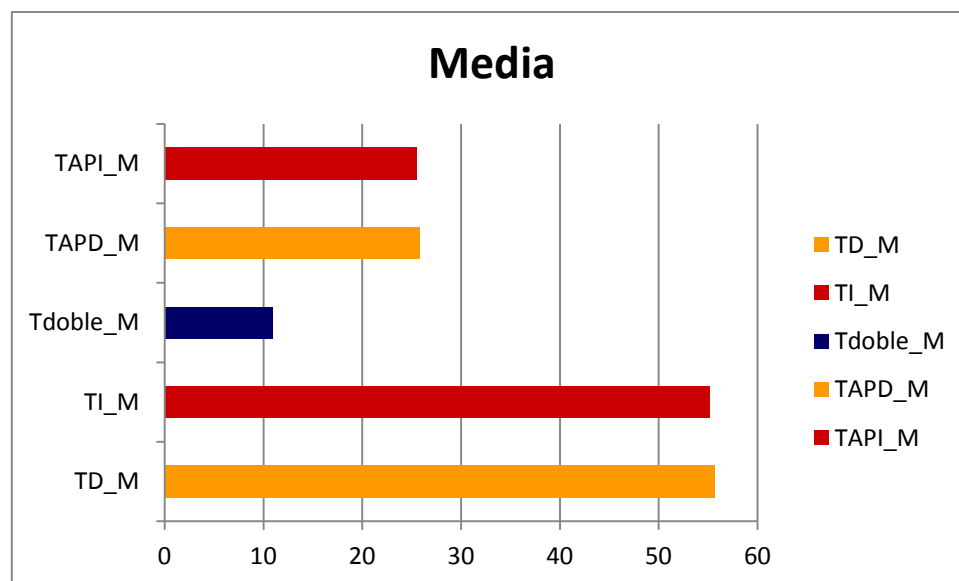


Figura 34: Tiempos en la prueba de marcha en función de la lateralidad

4.2 ESTUDIO DE LA PRUEBA DE CARRERA

4.2.1 Patrón de movimiento en la prueba de carrera

El patrón de movimiento más frecuente en la prueba de carrera fue el patrón en doble pico, con dos valores de fuerzas máximas separados por un valor valle de fuerzas mínimas (Fig. 35).

En el 18% de los sujetos encontramos un patrón con un único pico máximo claramente identificable (Fig. 36).

El patrón de fuerzas verticales, con uno o dos picos máximos, fue en todos los sujetos simétrico en el lado derecho y el lado izquierdo.

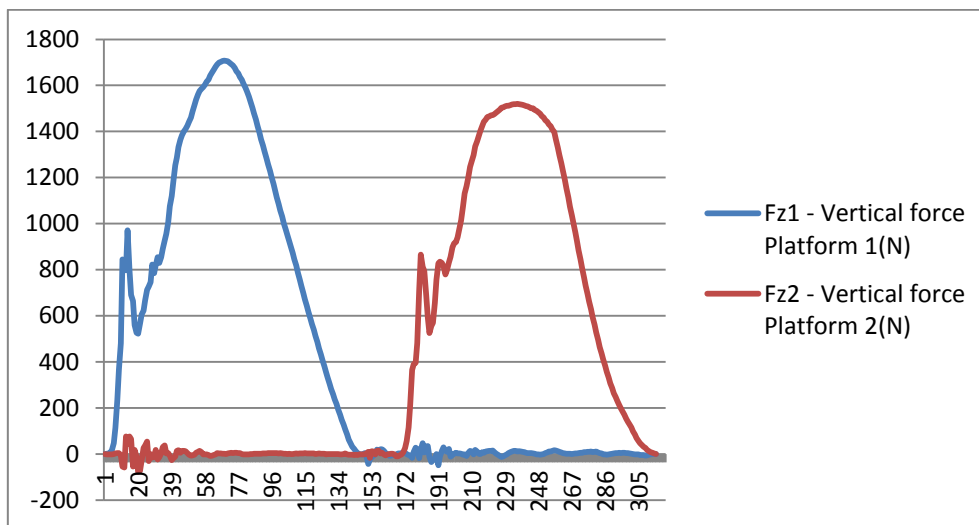


Figura 35: Patrón de movimiento en doble pico en la prueba de carrera

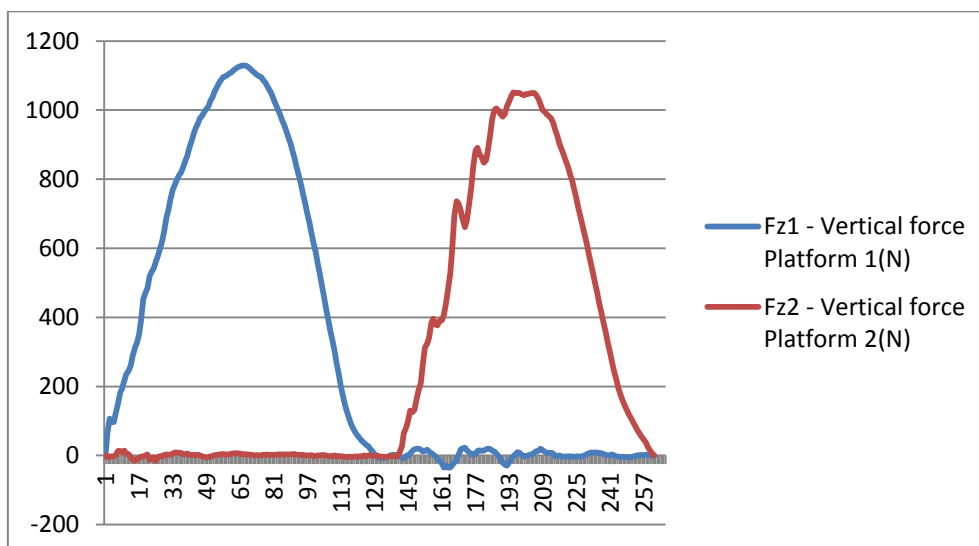


Figura 36: Patrón de movimiento con un único pico máximo en la prueba de carrera

4.2.2 Fuerzas en la prueba de carrera

La tabla 18 muestra los valores normales de las fuerzas verticales obtenidos en la prueba de carrera. El primer pico de fuerzas de contacto y las fuerzas mínimas en la carrera presentaron mayores dispersiones. Al contrario, las fuerzas de impulso mostraron menor dispersión en la población (Fig. 37).

	F1D_C	F2D_C	F3D_C	F1I_C	F2I_C	F3I_C
Media	196,82	115,66	223,07	172,84	97,86	210,72
DT	53,85	40,41	27,18	62,60	28,84	27,11
Mínimo	98,00	60,00	180,00	49,00	41,00	158,00
Máximo	336,00	238,00	304,00	332,00	163,00	272,00
Percentil 25	147,00	87,25	201,00	124,75	78,00	189,00
Percentil 75	221,75	141,50	242,25	221,50	117,75	230,25

Tabla 18: Resultados de las fuerzas verticales en la prueba de carrera

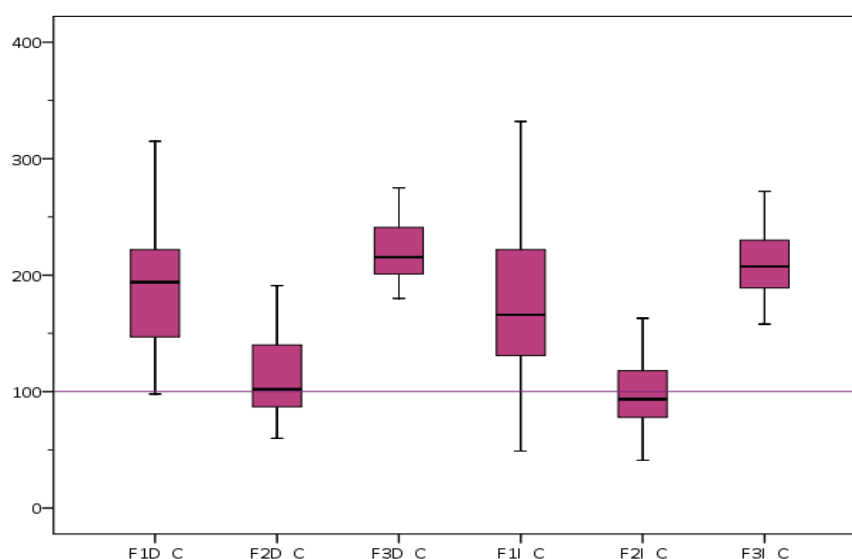


Figura 37: Distribución de las fuerzas verticales en la prueba de carrera

4.2.3 Tiempos en la prueba de carrera

La tabla 19 muestra la duración de las fases de apoyo monopodal y la fase de suspensión propias de la carrera, en relación a la duración total del ciclo. La duración de las fases de apoyo en la carrera presentó poca dispersión. Al contrario, las fases de suspensión, propulsión y frenado mostraron dispersiones mayores. La duración desigual de las fases de frenado y propulsión sugiere que la velocidad de carrera en las pruebas no fue constante.

	TD_C	TI_C	Tsusp_C	TAPD_C	TAPI_C	TT_C (s)
Media	43,80	44,57	11,70	22,57	15,41	0,55
DS	3,64	3,50	4,76	4,87	5,27	0,08
Mínimo	13,26	12,25	22,70	23,68	27,76	0,01
Máximo	36,00	35,00	3,00	6,00	2,00	0,39
Percentil 25	51,00	53,00	24,00	30,00	24,00	0,80
Percentil 75	42,00	42,00	8,75	21,00	12,00	0,50

Tabla 19: Resultados de los tiempos en la prueba de carrera

La figura 38 muestra la distribución en la población de los resultados de las variables de tiempo en la prueba de carrera.

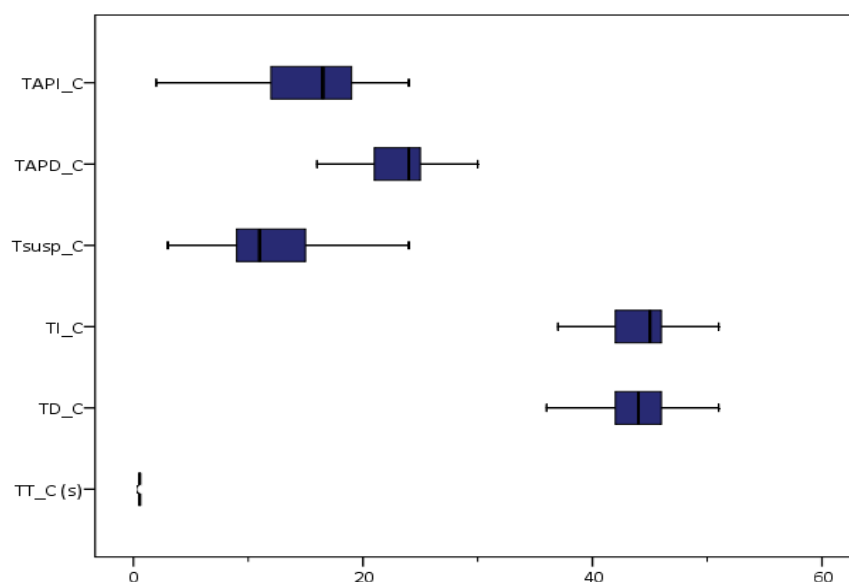


Figura 38: Resultados de los tiempos en la prueba de carrera

4.2.4 Variabilidad de los resultados en la prueba de carrera

La tabla 20 muestra los coeficientes de variación de las variables de la prueba de carrera.

Lado derecho	CV %	Lado izquierdo	CV %
F1D_C	27	F1I_C	36
F2D_C	34	F2I_C	30
F3D_C	12	F3I_C	13
TD_C	9	TI_C	6
Tsusp_C	42	TT_C (s)	14
TAPD_C	22	TAPI_C	33

Tabla 20: Coeficientes de variación de las variables en la prueba de carrera

4.2.5 Influencia del sexo en la prueba de carrera

4.2.5.1 Fuerzas en la prueba de carrera en función del sexo

Las mujeres presentaron las fuerzas de mayor magnitud en la prueba de carrera. El segundo pico de fuerzas máximas fue mayor en la mujer, especialmente en el lado izquierdo. Las diferencias en este lado fueron próximas a la significación estadística ($p=0,070$). Sin embargo, las diferencias entre sexos en las fuerzas en la prueba de carrera no fueron estadísticamente significativas (Tabla 21).

	Mujer		Hombre	
	Media	DT	Media	DT
F1D_C	188,95	52,52	204,68	55,22
F2D_C	107,09	32,11	124,23	46,46
F3D_C	225,48	30,64	220,67	23,56
F1I_C	188,24	70,21	158,78	52,40
F2I_C	97,71	26,93	98,00	31,09
F3I_C	217,41 \mp	29,89	204,04 \mp	22,63

$\mp p=0,070$

Tabla 21: Fuerzas en la prueba de carrera en función del sexo

Las figuras 39, 40 y 41 muestran las diferencias en la magnitud de las fuerzas entre hombres y mujeres en la prueba de carrera. Las mujeres

presentaron las fuerzas de mayor magnitud, aunque las diferencias no fueron estadísticamente significativas.

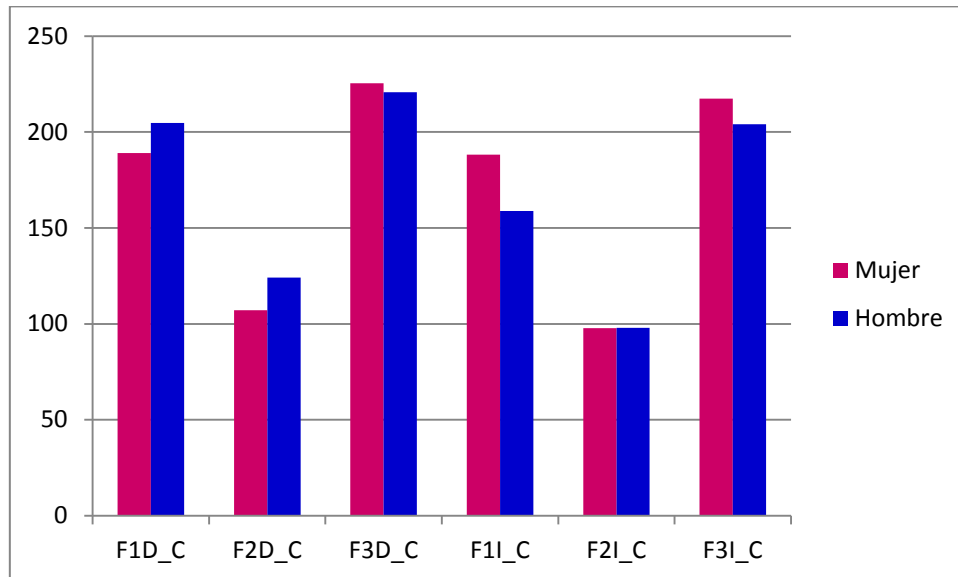


Figura 39: Fuerzas en la prueba de carrera en función del sexo

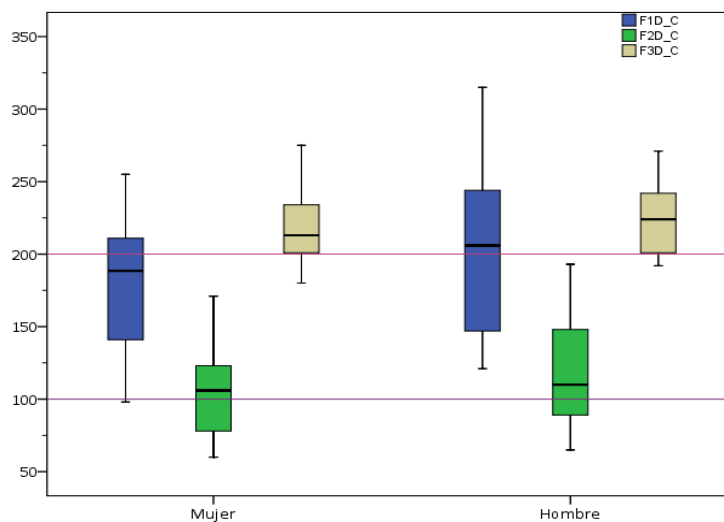


Figura 40: Distribución de las fuerzas en la prueba de carrera en función del sexo. Lado derecho

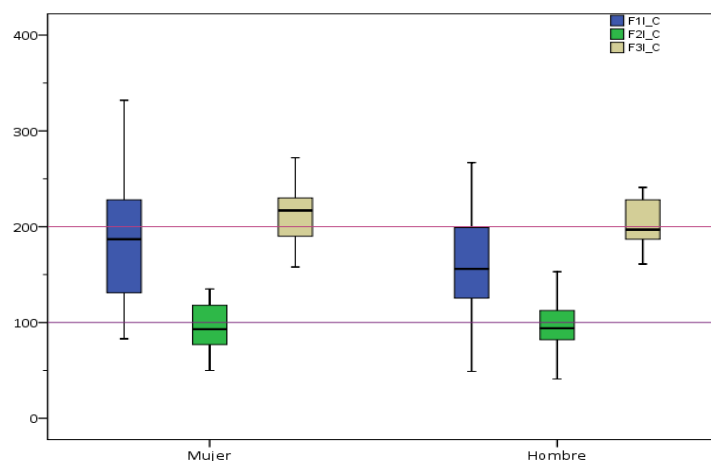


Figura 41: Distribución de las fuerzas en la prueba de carrera en función del sexo. Lado izquierdo

4.2.5.2 Tiempos en la prueba de carrera en función del sexo

En la prueba de carrera en función del sexo existieron diferencias estadísticamente significativas en el tiempo de apoyo monopodal izquierdo que fue mayor en los hombres.

No encontramos otras diferencias estadísticamente significativas entre sexos en los otros tiempos de la prueba de carrera. El tiempo de suspensión fue mayor en la mujer, aproximadamente un 2% mayor, pero estas diferencias no fueron estadísticamente significativas (Tabla 22; Fig. 42).

	Mujer		Hombre	
	Media	DT	Media	DT
TD_C	44,00	3,44	43,59	3,89
TI_C	43,37*	3,30	45,78*	3,33
Tsusp_C	12,67	4,62	10,74	4,79
TAPD_C	22,56	4,80	22,59	5,03
TAPI_C	15,89	5,50	14,93	5,08
TT_C (s)	0,56	0,07	0,53	0,09

*p=0,01

Tabla 22: Tiempos en la prueba de carrera en función del sexo

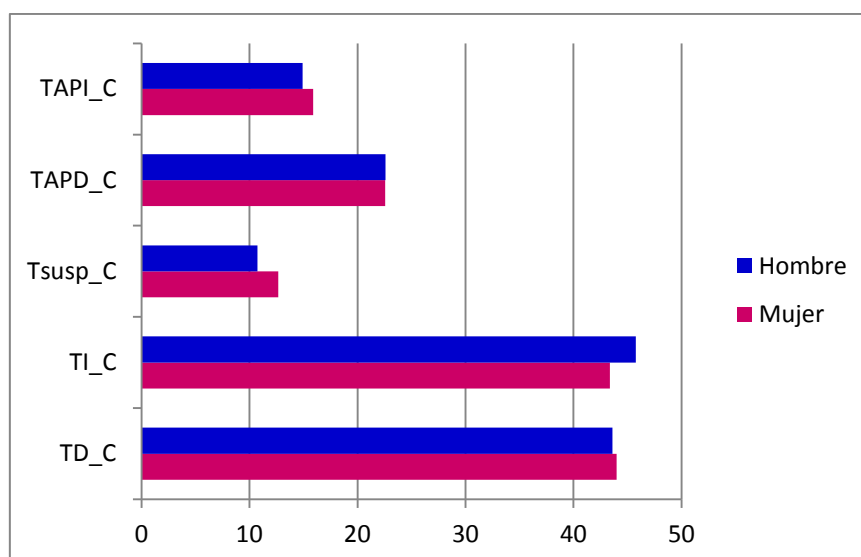


Figura 42: Tiempos en la prueba de carrera en función del sexo

4.2.6 Influencia de la edad en la prueba de carrera

4.2.6.1 Fuerzas en la prueba de carrera en función de la edad

El grupo de edad más joven presentó las mayores fuerzas en la prueba de carrera. El segundo pico de fuerzas fue mayor en los jóvenes, especialmente en el lado izquierdo. Los jóvenes presentaron a su vez menores fuerzas de contacto pero las diferencias no fueron estadísticamente significativas para ninguna de las variables (Tabla 23).

	Menores 25 años		Mayores 25 años	
	Media	DT	Media	DT
F1D_C	191,57	58,48	202,57	49,05
F2D_C	117,52	43,06	113,62	38,24
F3D_C	224,78	27,87	221,37	26,89
F1I_C	162,48	57,23	184,19	67,55
F2I_C	96,52	26,71	99,33	31,62
F3I_C	214,37	29,97	207,07	23,93

Tabla 23: Fuerzas en la prueba de carrera en función de la edad

La figura 43 muestra las diferencias en la magnitud de las fuerzas en la prueba de carrera en función de la edad. Estas diferencias no fueron estadísticamente significativas.

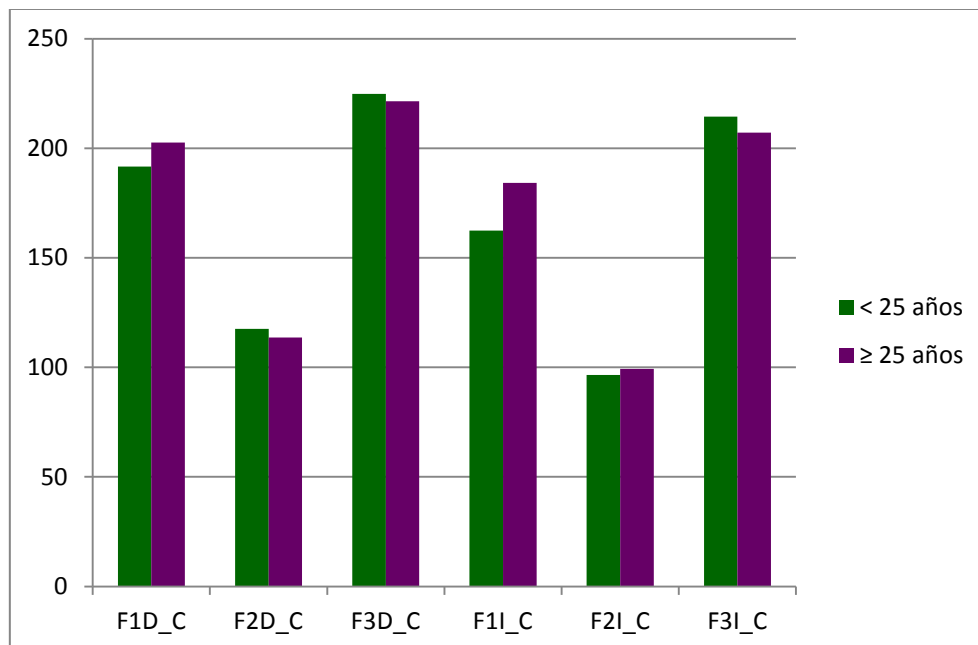


Figura 43: Fuerzas en la prueba de carrera en función de la edad

4.2.6.2 Tiempos en la prueba de carrera en función de la edad

Entre los dos grupos de edad, no existieron diferencias significativas en la duración de los tiempos de apoyo monopodal, suspensión o en la duración de las fases de frenado y propulsión. Tampoco hubo diferencias en el tiempo total de carrera sobre la plataforma.

La tabla 24 y la figura 44 muestran los resultados de los tiempos en la prueba de carrera en función de la edad.

	Menores 25 años		Mayores 25 años	
	Media	DT	Media	DT
TD_C	44,33	3,32	43,26	3,93
TI_C	44,48	3,96	44,67	3,04
Tsusp_C	11,30	4,62	12,11	4,96
TAPD_C	21,78	5,44	23,37	4,17
TAPI_C	14,41	5,19	16,41	5,25
TT_C (s)	0,55	0,07	0,55	0,09

Tabla 24: Tiempos en la prueba de carrera en función de la edad

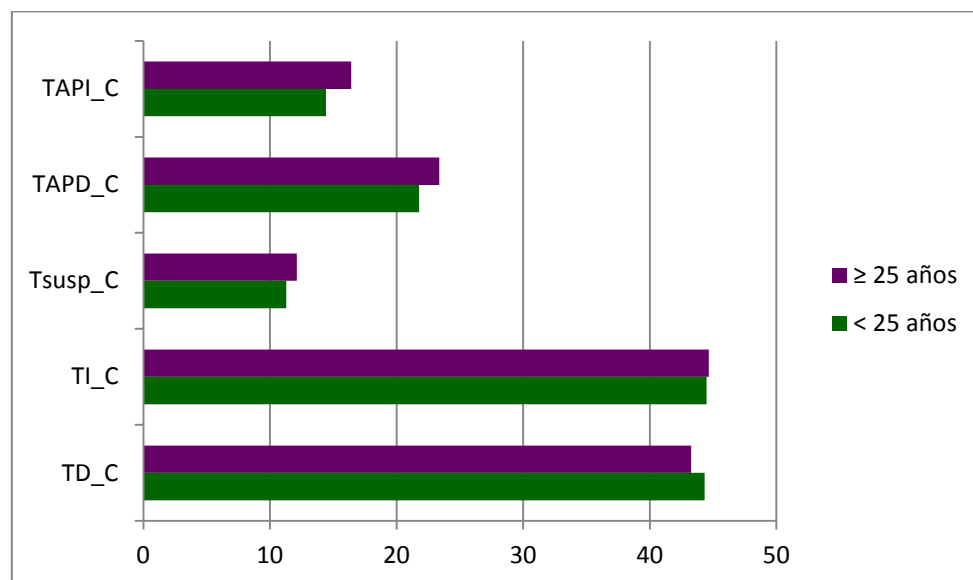


Figura 44: Tiempos en la prueba de carrera en función de la edad

4.2.7 Influencia de la lateralidad en la prueba de carrera

4.2.7.1 Fuerzas en la prueba de carrera en función de la lateralidad

En la prueba de carrera las fuerzas en el lado derecho fueron significativamente mayores que las fuerzas en el lado izquierdo. Todos los resultados fueron estadísticamente significativos (Tabla 25; Fig. 45).

	Lado derecho		Lado izquierdo	
	Media	DT	Media	DT
F1_C	196,82*	53,85	172,84*	62,60
F2_C	115,66*	40,41	97,86*	28,84
F3_C	223,07**	27,18	210,72**	27,11

*p<0,05; **p<0,001

Tabla 25: Fuerzas en la prueba de carrera en función de la lateralidad

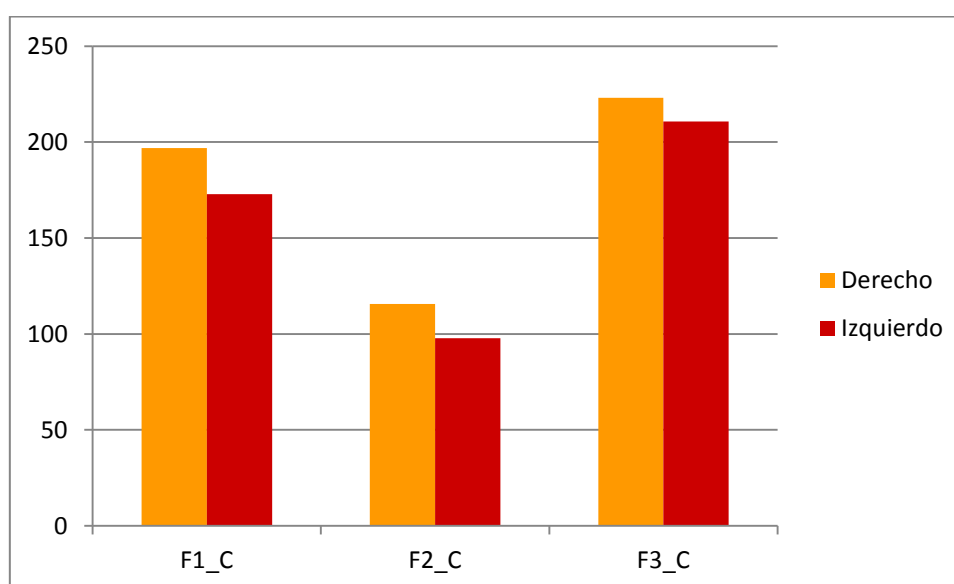


Figura 45: Fuerzas en la prueba de carrera en función de la lateralidad

4.2.7.2 Tiempos en la prueba de carrera en función de la lateralidad

Los tiempos de apoyo en el plano vertical en la prueba de carrera no mostraron diferencias lado - lado significativas.

En los tiempos de cambio de dirección de las fuerzas antero - posteriores encontramos diferencias significativas, con mayor duración de la fase de frenado en el lado derecho frente a una mayor duración de la fase de propulsión en el lado izquierdo (Tabla 26; Fig. 46).

	Lado derecho		Lado izquierdo	
	Media	DT	Media	DT
T_C	43,80	3,64	44,57	3,50
TAP_C	22,57*	4,87	15,41*	5,27

*p<0.001

Tabla 26: Tiempos en la prueba de carrera en función de la lateralidad

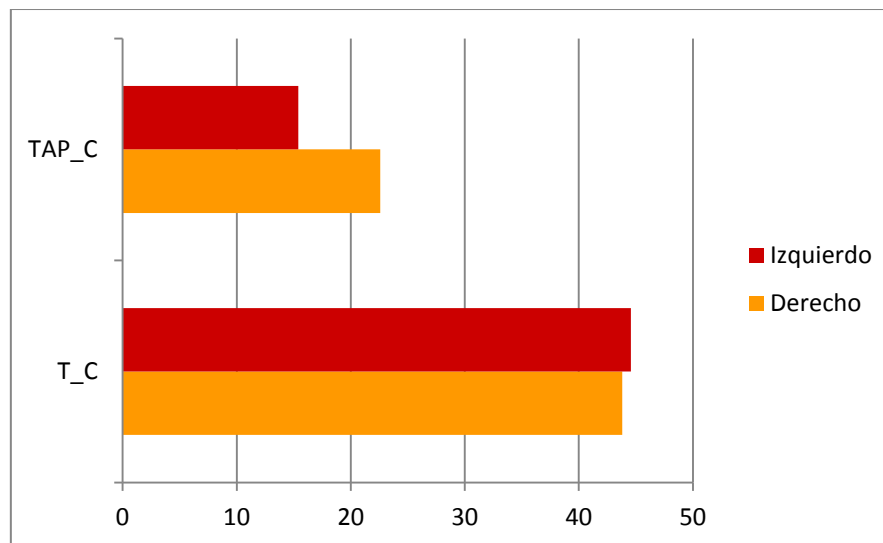


Figura 46: Tiempos en la prueba de carrera en función de la lateralidad

4.3 ESTUDIO DE LA PRUEBA DE “SPRINT”

4.3.1 Patrón de movimiento en la prueba de “sprint”

En la prueba de “sprint”, el pateo en el sitio da lugar a curvas fuerza - tiempo caracterizadas por ciclos alternos lado - lado con picos de fuerzas verticales máximas de evolución rápida.

La figura 47 muestra un ejemplo de los resultados de las curvas fuerza - tiempo en uno de los sujetos de estudio.

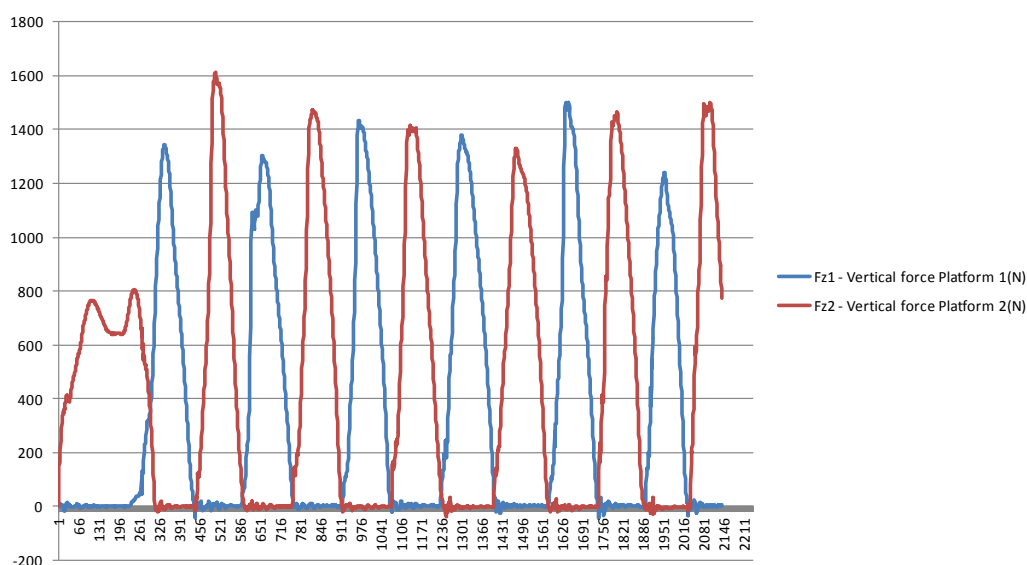


Figura 47: Patrón de movimiento en la prueba de “sprint”

4.3.2 Fuerzas en la prueba de “sprint”

La tabla 27 muestra las fuerzas máximas medias generadas en la prueba de “sprint” durante los 5 segundos de la prueba. Las fuerzas máximas en esta prueba fueron de una magnitud próxima a dos veces el peso corporal. Las variables correspondientes a las fuerzas máximas presentaron dispersiones con coeficientes de variación menores del 20% en la población de estudio (Tabla 27).

	FmaxD_SPR	FmaxI_SPR
Media	187,38	191,20
DS	32,96	36,02
Mínimo	127,00	130,00
Máximo	331,00	334,00
Percentil 25	169,00	168,00
Percentil 75	205,00	208,

Tabla 27: Resultados de las fuerzas máximas en la prueba de “sprint”

La figura 48 muestra los resultados de las fuerzas verticales máximas en la prueba de “sprint” y su dispersión en la población de estudio.

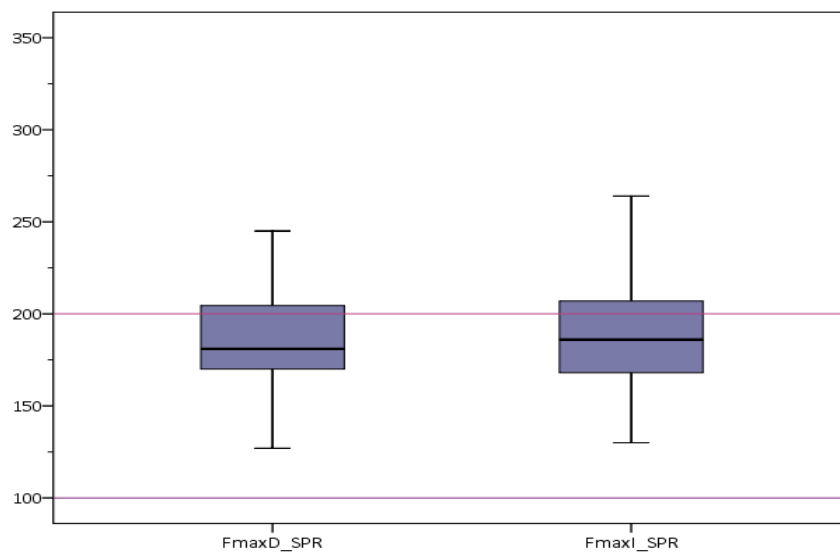


Figura 48: Resultados de las fuerzas máximas en la prueba de “sprint”

4.3.3 Tiempos en la prueba de “sprint”

La variable correspondiente al número de ciclos por segundo representa la velocidad de realización de la prueba de “sprint” y es indicativa de la calidad de ejecución de la prueba. Esta variable presentó en la población una dispersión moderada, con un coeficiente de variación del 22%.

El tiempo total de interacción con la plataforma resultó menor de la duración establecida de 5 segundos para la prueba de “sprint”. Es necesario tener en cuenta el tiempo de reacción que existe desde el momento en que comienza el tiempo de la prueba hasta que se realiza el primer ciclo de pateo sobre la plataforma. No obstante, la variable correspondiente al tiempo total de realización de la prueba mostró una dispersión pequeña en la población (Tabla 28; Fig. 49).

	Cicloseg_SPR (nºciclos/s)	TT_SPR (s)
Media	2,80	4,14
DS	0,81	0,41
Mínimo	1,40	3,09
Máximo	5,36	4,83
Percentil 25	2,22	4,09
Percentil 75	3,13	4,47

Tabla 28: Resultados de los tiempos en la prueba de “sprint”

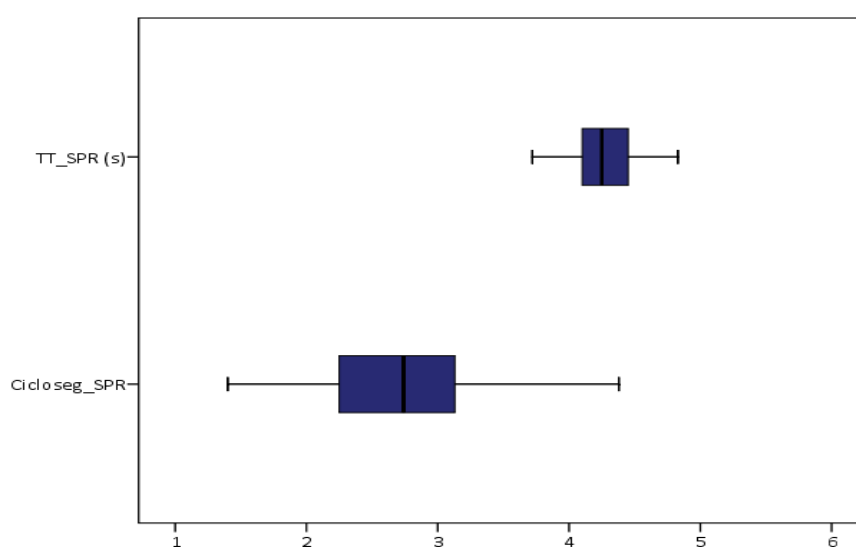


Figura 49: Resultados de los tiempos en la prueba de “sprint”

4.3.4 Variabilidad de los resultados en la prueba de “sprint”

Las variables seleccionadas para el análisis de la prueba de “sprint” presentaron coeficientes de variación moderados en la población de estudio (Tabla 29).

	CV %		CV %
FmaxD_SPR	18	FmaxI_SPR	19
Cicloseg_SPR	22	TT_SPR	10

Tabla 29: Coeficientes de variación en la prueba de “sprint”

4.3.5 Influencia del sexo en la prueba de “sprint”

En la prueba de “sprint” sí existieron diferencias estadísticamente significativas en los resultados entre ambos sexos. Las mujeres emplearon fuerzas significativamente mayores que los hombres tanto en el lado derecho como en el lado izquierdo. Además, las mujeres realizaron un número de ciclos de pateo significativamente menor, empleando un tiempo equivalente a los hombres en la ejecución de la prueba (Tabla 30).

	Mujer		Hombre	
	Media	DT	Media	DT
FmaxD_SPR	200,75*	35,92	173,52*	22,91
FmaxI_SPR	205,04*	41,14	176,85*	22,74
Cicloseg_SPR	2,48*	0,64	3,12*	0,85
TT_SPR (s)	4,10	0,45	4,19	0,38

*p< 0,005

Tabla 30: Resultados de la prueba de “sprint” en función del sexo

4.3.5.1 Fuerzas en la prueba de “sprint” en función del sexo

Las mujeres emplearon en la prueba de “sprint” fuerzas mayores que los hombres, con diferencias aproximadas de un 25% del peso (Fig. 50).

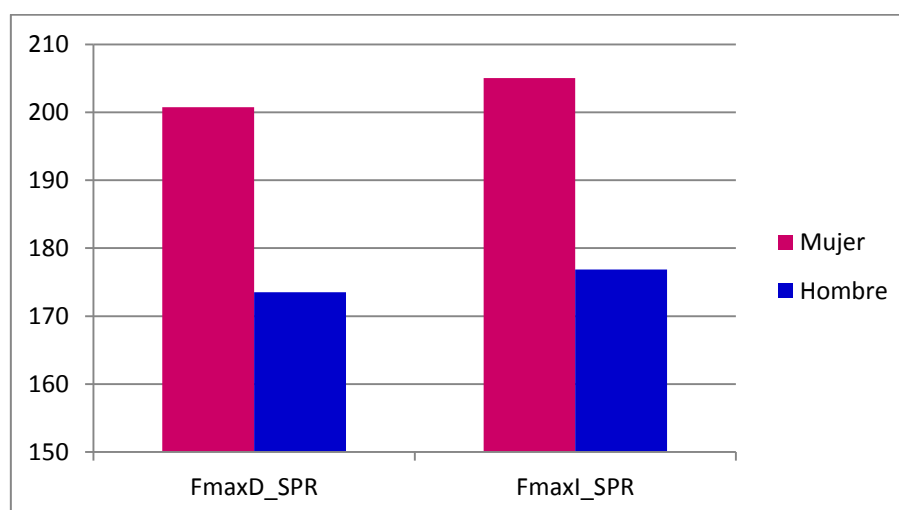


Figura 50: Fuerzas en la prueba de “sprint” en función del sexo

La figura 51 muestra la distribución de las fuerzas máximas en la prueba de “sprint” en función del sexo.

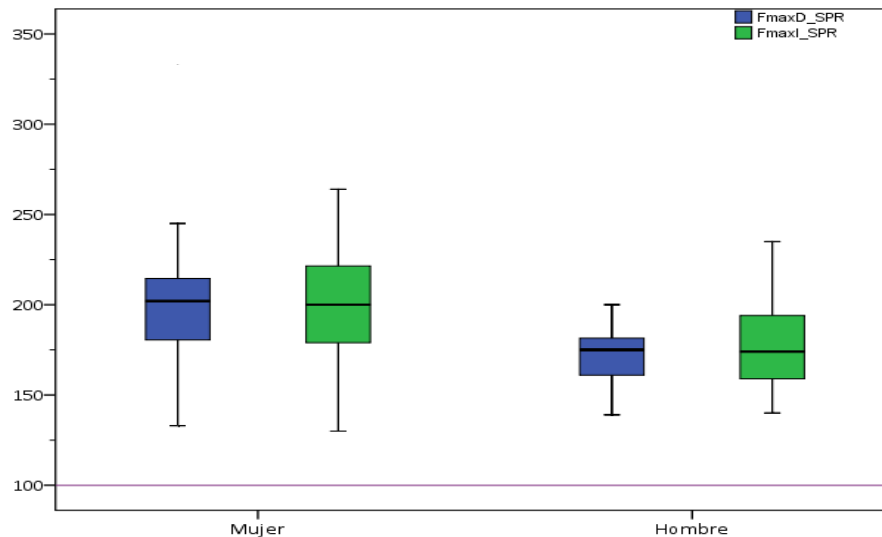


Figura 51: Distribución de las fuerzas en la prueba de “sprint” en función del sexo

4.3.5.2 Tiempos en la prueba de “sprint” en función del sexo

Los hombres en la prueba de “sprint” realizaron un mayor número de ciclos por segundo (Fig. 52).

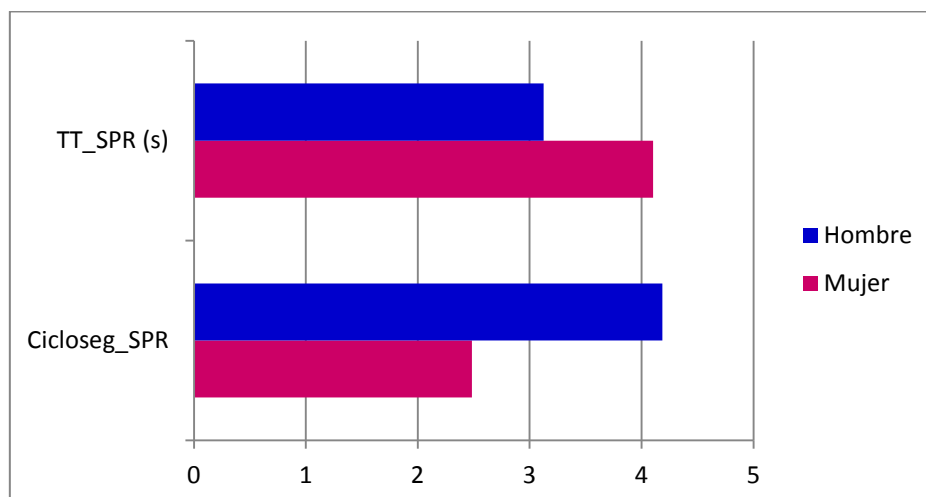


Figura 52: Tiempos en la prueba de “sprint” en función del sexo

4.3.6 Influencia de la edad en la prueba de “sprint”

El grupo de menor edad generó mayores fuerzas en la prueba de “sprint” pero las diferencias no fueron estadísticamente significativas (Tabla 31).

	Menores 25 años		Mayores 25 años	
	Media	DT	Media	DT
FmaxD_SPR	188,89	34,62	185,81	31,73
FmaxI_SPR	194,86	38,70	187,41	33,32
Cicloseg_SPR	2,69	0,56	2,91	1,00
TT_SPR (s)	4,22	0,39	4,06	0,43

Tabla 31: Resultados de la prueba de “sprint” en función de la edad

4.3.6.1 Fuerzas en la prueba de “sprint” en función de la edad

Las fuerzas en la prueba de “sprint” fueron mayores en los sujetos más jóvenes pero las diferencias no fueron significativas (Fig. 53).

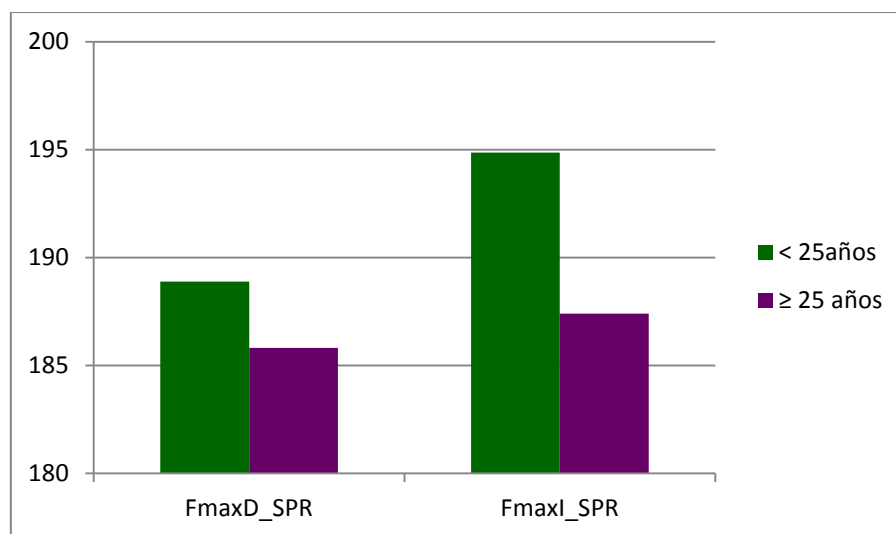


Figura 53: Fuerzas en la prueba de “sprint” en función de la edad

4.3.6.2 Tiempos en la prueba de “sprint” en función de la edad

Entre los dos grupos de edad no existieron diferencias significativas en los tiempos de ejecución de la prueba de “sprint” (Fig. 54).

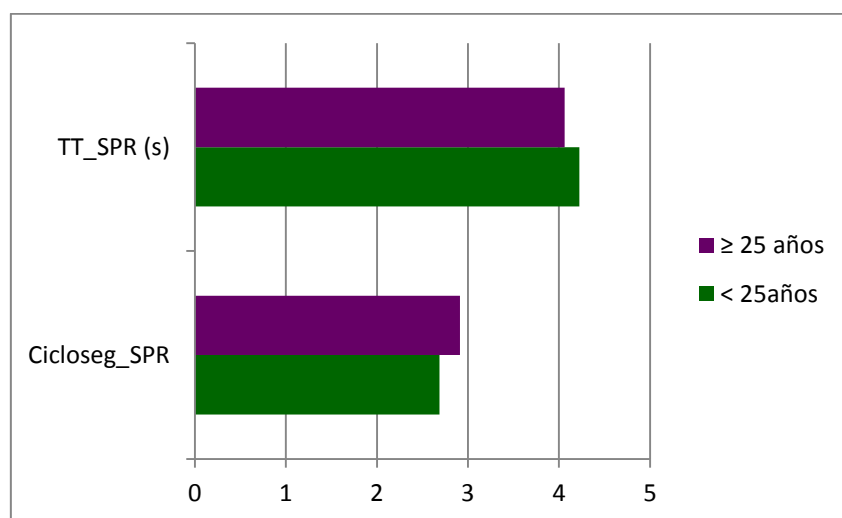


Figura 54: Tiempos en la prueba de “sprint” en función de la edad

4.3.7 Influencia de la lateralidad en la prueba de “sprint”

En la prueba de “sprint” las diferencias lado - lado entre las fuerzas no fueron significativas. Las fuerzas fueron mayores en el lado izquierdo, con un valor de las diferencias del 4% del peso, que fue cercano a la significación estadística ($p= 0,068$) (Fig. 55).

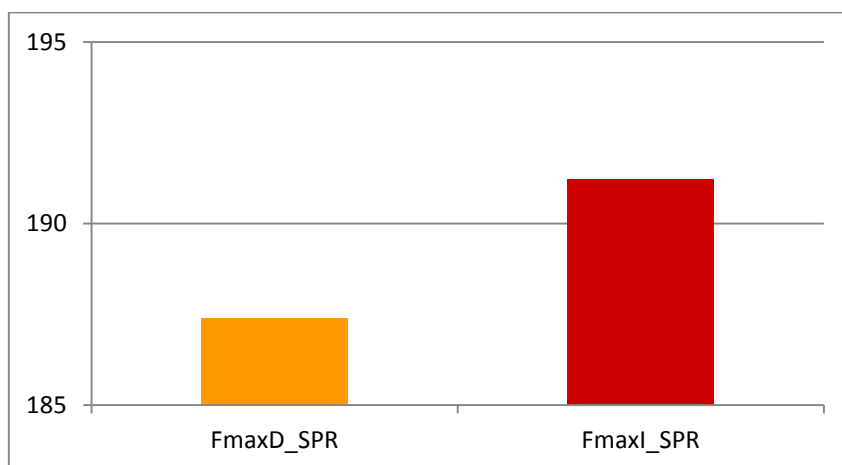


Figura 55: Fuerzas máximas en la prueba de “sprint” en función de la lateralidad

4.4 ESTUDIO DE LA PRUEBA DE SALTO VERTICAL

4.4.1 Patrón de movimiento en la prueba de salto vertical

La figura 56 muestra la curva de movimiento obtenida de la prueba de salto vertical en uno de los sujetos de estudio con los resultados para el lado derecho e izquierdo obtenidos de forma simultánea.

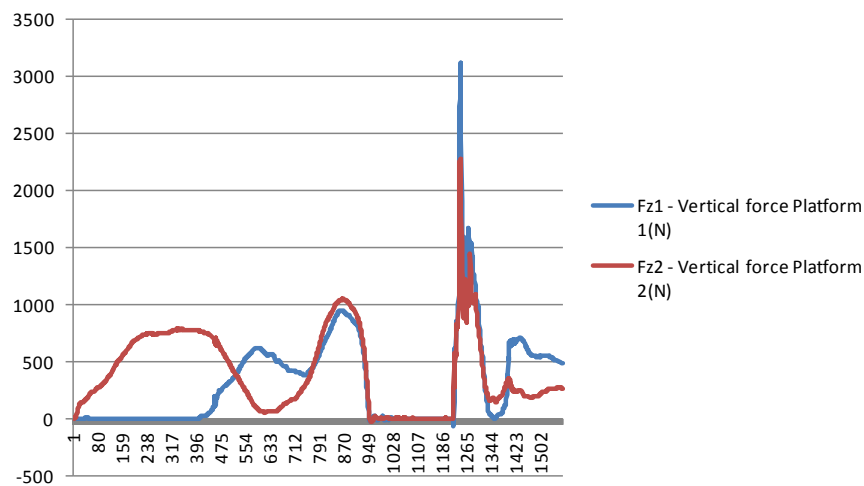


Figura 56: Patrón de movimiento en la prueba de salto vertical

4.4.2 Fuerzas en la prueba de salto vertical

La tabla 32 muestra los resultados de las fuerzas máximas de recepción e impulso del salto vertical en la población de estudio. Entre los resultados destacaron la mayor magnitud de las fuerzas de recepción y la simetría lado - lado de los resultados de estas variables.

	FimpD_SV	Fimpl_SV	FrecepD_SV	Frecepl_SV
Media	132,76	129,48	276,52	278,46
DT	26,55	21,73	68,73	76,09
Mínimo	77,00	72,00	142,00	113,00
Máximo	236,00	165,00	446,00	482,00
Percentil 25	119,75	117,75	218,75	215,50
Percentil 75	149,25	145,75	329,00	335,75
CV %	20	17	26	27

Tabla 32: Resultados de las fuerzas en la prueba de salto vertical

La figura 57 muestra la distribución en la población de las variables correspondientes a las fuerzas máximas en la prueba de salto vertical.

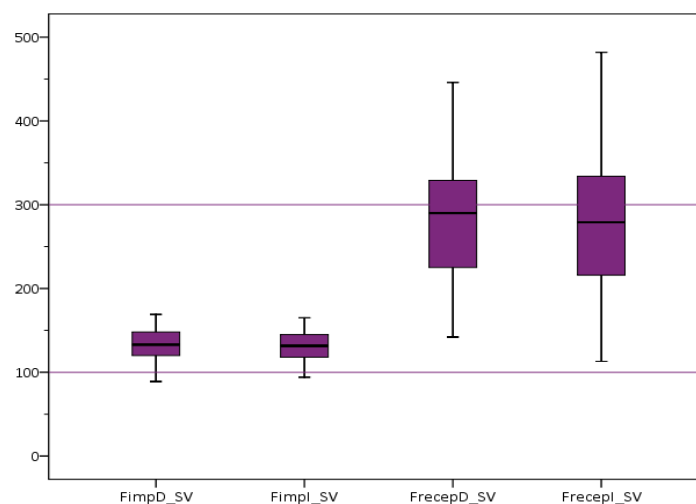


Figura 57: Distribución de las fuerzas en la prueba de salto vertical

4.4.3 Tiempo de vuelo en la prueba de salto vertical

Las variables de tiempo en la prueba de salto vertical también fueron simétricas lado - lado. La duración del tiempo de vuelo fue prácticamente idéntica en el lado derecho y el lado izquierdo (Tabla 33; Fig. 58).

	TvueloD_SV (s)	TvueloI_SV (s)
Media	0,46	0,46
DS	0,08	0,08
Mínimo	0,26	0,27
Máximo	0,61	0,61
Percentil 25	0,40	0,41
Percentil 75	0,53	0,52
CV %	1	1

Tabla 33: Resultados de los tiempos de vuelo en la prueba de salto vertical

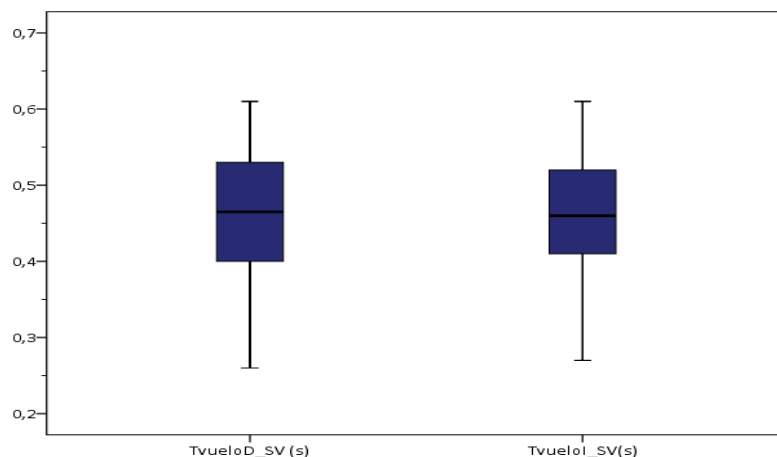


Figura 58: Distribución de la variable tiempo de vuelo en la prueba de salto vertical

4.4.4 Variabilidad de los resultados en la prueba de salto vertical

Las variables de fuerza en la prueba de salto vertical presentaron dispersiones moderadas cercanas al 25% en la población de estudio. Las variables de tiempo de vuelo mostraron muy pequeña dispersión en la población (Tabla 34).

Lado derecho	CV %	Lado izquierdo	CV %
FimpD_SV	20	Fimpl_SV	17
FrecepD_SV	26	Frecepl_SV	27
TvueloD_SV (s)	1	TvueloI_SV (s)	1

Tabla 34: Coeficientes de variación en la prueba de salto vertical

4.4.5 Influencia del sexo en la prueba de salto vertical

Las fuerzas de impulso y recepción de la prueba de salto vertical en el lado derecho fueron mayores en las mujeres, pero las diferencias no fueron estadísticamente significativas. Sin embargo, sí existieron diferencias estadísticamente significativas en el tiempo de vuelo en el salto que fue mayor (0,12 s) en los hombres que en las mujeres. Los hombres realizaron mejores saltos, manteniendo las piernas más tiempo en el aire y, sin embargo, no presentaron fuerzas de impulso o recepción

significativamente mayores. Al contrario, estas fuerzas fueron mayores en las mujeres (Tabla 35).

	Mujer		Hombre	
	Media	DT	Media	DT
FimpD_SV	137,11	30,13	128,08	21,67
FrecepD_SV	284,29	74,28	268,15	62,56
FimpI_SV	130,50	20,58	128,38	23,27
FrecepI_SV	278,11	83,46	278,85	68,93
TvueloD_SV (s)	0,40*	0,06	0,52*	0,05
TvueloI_SV (s)	0,40*	0,06	0,52*	0,05

*p<0,001

Tabla 35: Resultados de la prueba de salto vertical en función del sexo

4.4.5.1 Fuerzas en la prueba de salto vertical en función del sexo

Las mujeres presentaron mayores fuerzas de impulso y recepción en la prueba de salto vertical, especialmente en el lado derecho, aunque las diferencias no resultaron estadísticamente significativas (Fig. 59).

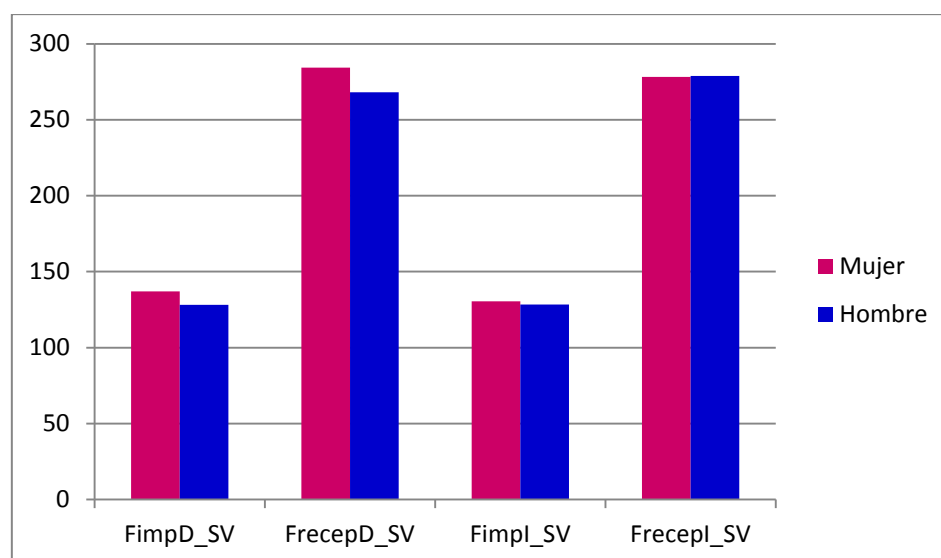


Figura 59: Fuerzas en la prueba de salto vertical en función del sexo

4.4.5.2 Tiempos en la prueba de salto vertical en función del sexo

El tiempo de vuelo de salto vertical fue significativamente mayor en el grupo de hombres. Las diferencias fueron estadísticamente significativas (Figs. 60 y 61).

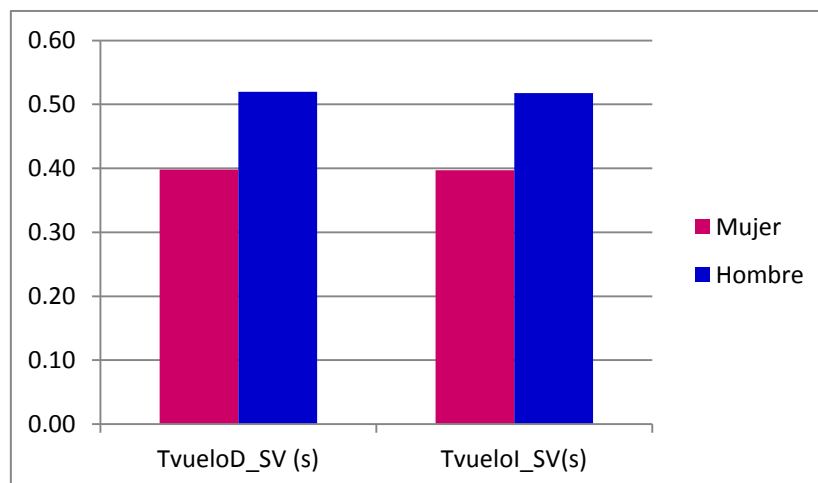


Figura 60: Tiempos en la prueba de salto vertical en función del sexo

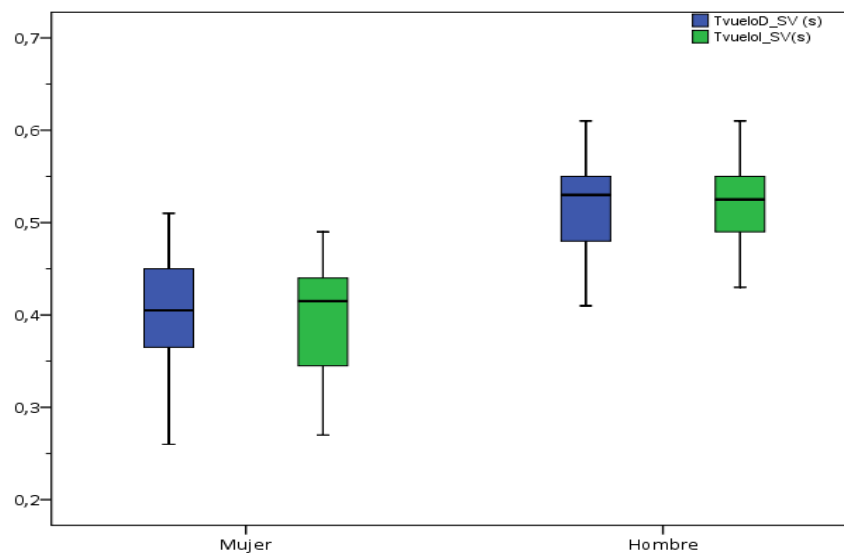


Figura 61: Distribución de los tiempos de vuelo en la prueba de salto vertical en función del sexo

4.4.6 Influencia de la edad en la prueba de salto vertical

Respecto a los grupos de edad, no encontramos diferencias estadísticamente significativas en ninguna de las variables de fuerza o tiempos de vuelo en la prueba de salto vertical.

Los jóvenes presentaron fuerzas de impulso mayores en el lado derecho pero el tiempo de salto fue sin embargo ligeramente menor y fueron también menores las fuerzas de recepción. En el lado izquierdo, las fuerzas de impulso fueron similares en ambas edades, pero el salto fue también menor en los jóvenes y las fuerzas de recepción fueron, al contrario, mayores (Tabla 36).

	Menores 25 años		Mayores 25 años	
	Media	DT	Media	DT
FimpD_SV	138,56	19,89	126,96	31,16
FrecepD_SV	267,78	62,97	285,26	74,19
Fimpl_SV	128,85	24,18	130,11	19,42
Frecepl_SV	281,30	71,28	275,63	81,88
TvueloD_SV (s)	0,44	0,09	0,47	0,08
TvueloI_SV (s)	0,44	0,08	0,47	0,08

Tabla 36: Resultados de la prueba de salto vertical en función de la edad

4.4.6.1 Fuerzas en la prueba de salto vertical en función de la edad

No encontramos diferencias estadísticamente significativas en las fuerzas entre los dos grupos de edad en la prueba de salto vertical (Fig. 62).

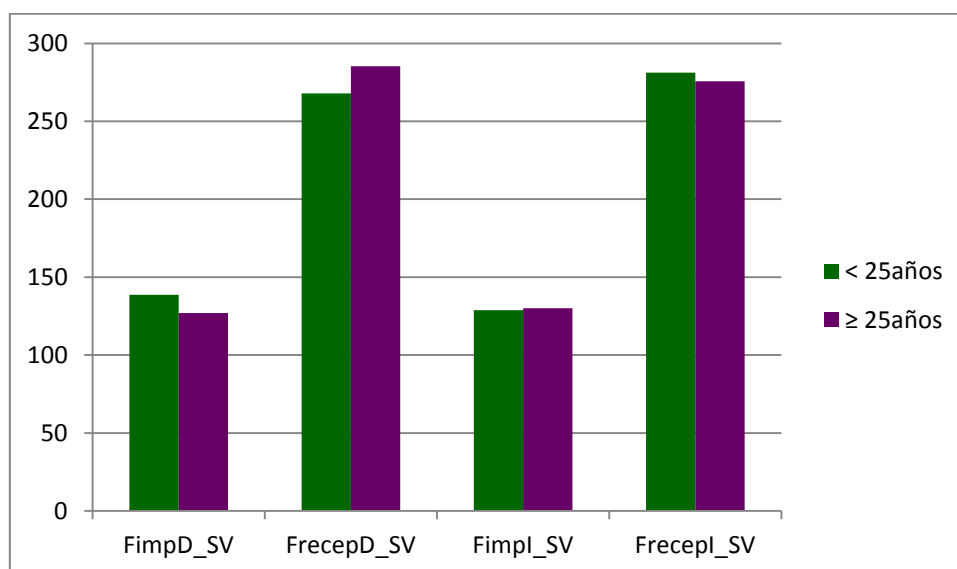


Figura 62: Fuerzas en la prueba de salto vertical en función de la edad

4.4.6.2 Tiempos en la prueba de salto vertical en función de la edad

El tiempo de vuelo en la prueba de salto vertical fue algo mayor en el grupo de mayor edad (0,03 s) pero estas diferencias no fueron significativas (Fig. 63).

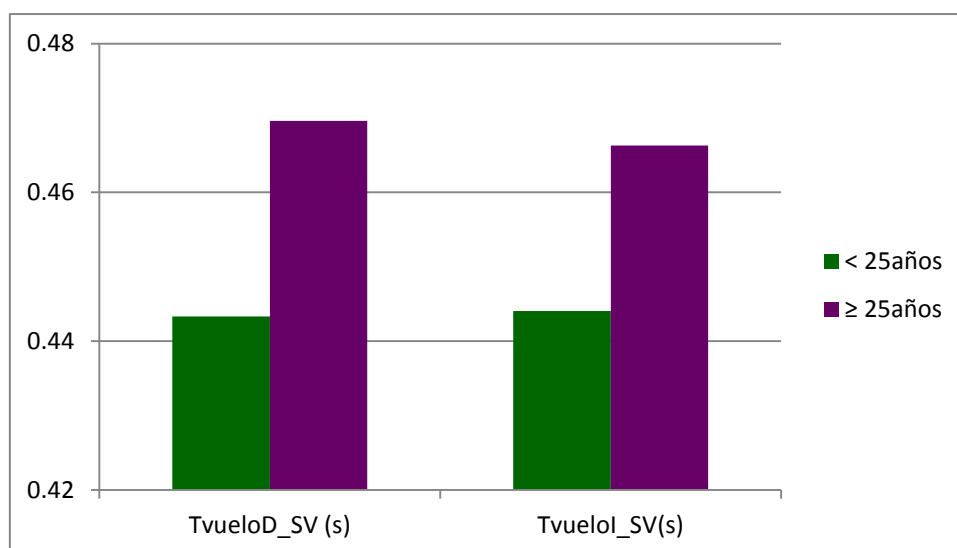


Figura 63: Tiempos en la prueba de salto vertical en función de la edad

4.4.7 Influencia de la lateralidad en la prueba de salto vertical

Las variables fuerza y tiempo en las pruebas de salto vertical no presentaron diferencias lado - lado significativas y los resultados mostraron diferencias muy pequeñas entre el lado derecho e izquierdo (Figs. 64 y 65).

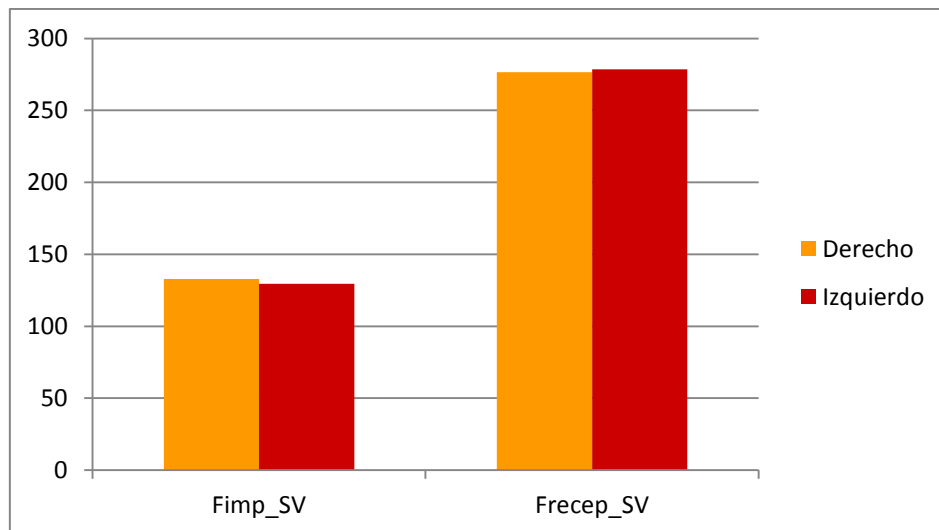


Figura 64: Fuerzas en la prueba de salto vertical en función de la lateralidad

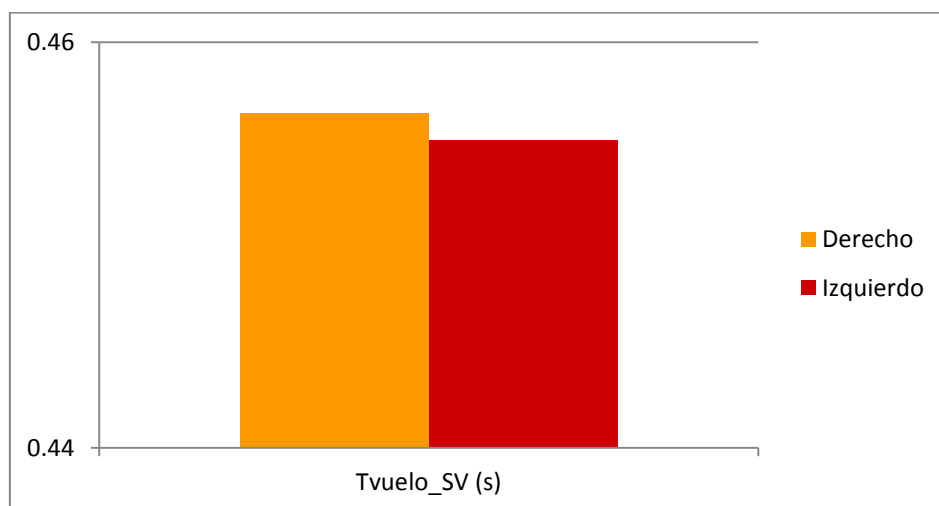


Figura 65: Tiempos en la prueba de salto vertical en función de la lateralidad

4.5 ESTUDIO DE LA PRUEBA DE SALTO CON CAJÓN

4.5.1 Patrón de movimiento en la prueba de salto con cajón

En la prueba de salto con cajón la curva de movimiento presenta los datos obtenidos en el lado derecho e izquierdo de forma simultánea, como muestra el siguiente ejemplo de uno de los sujetos de estudio (Fig. 66).

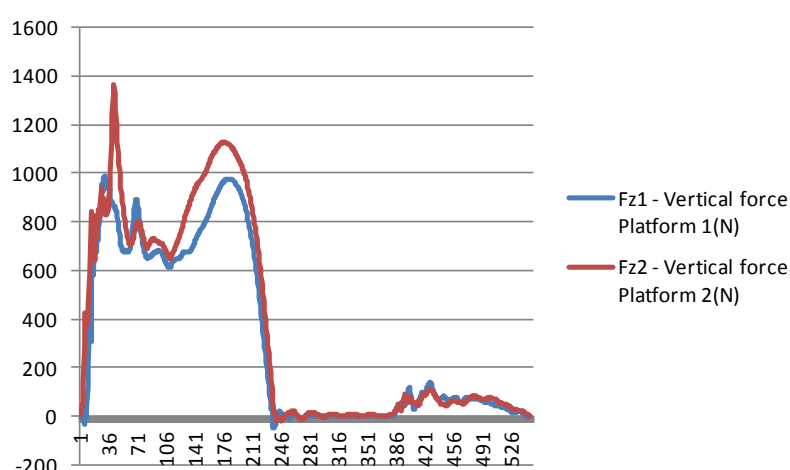


Figura 66: Patrón de movimiento en la prueba de salto con cajón

4.5.2 Fuerzas en la prueba de salto con cajón

En la prueba de salto con cajón, las fuerzas de recepción fueron mayores que las fuerzas de impulso. La recepción de la prueba de salto con cajón presentó las fuerzas de recepción de menor magnitud respecto a los demás saltos (Tabla 37).

	FrecepD_SC	Frecepl_SC	FimpD_SC	Fimpl_SC
Media	201,77	199,47	142,28	139,66
DS	60,39	67,14	35,89	27,51
Mínimo	72,00	79,00	100,00	99,00
Máximo	371,00	377,00	312,00	215,00
Percentil 25	154,00	153,00	115,50	122,00
Percentil 75	244,50	240,00	156,00	148,50
CV %	30	34	25	20

Tabla 37: Resultados de las fuerzas en la prueba de salto con cajón

La figura 67 representa la distribución en la población de los resultados de las fuerzas máximas de recepción e impulso en la prueba de salto con cajón.

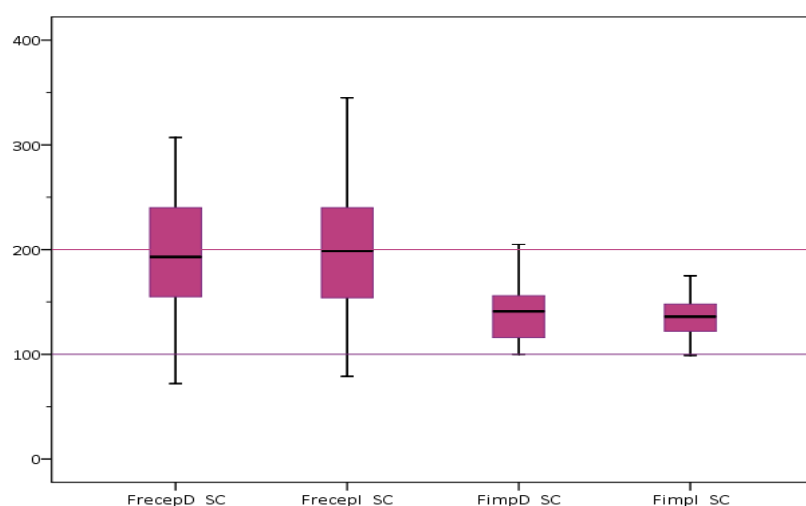


Figura 67: Distribución de las fuerzas en la prueba de salto con cajón

4.5.3 Tiempos de contacto en la prueba de salto con cajón

En esta prueba la variable de tiempo representa el tiempo de contacto sobre la plataforma desde la recepción del primer salto hasta alcanzar el impulso necesario para el siguiente salto. Los tiempos de contacto en esta prueba fueron prácticamente idénticos en el lado derecho e izquierdo (Tabla 38).

	TcontD_SC	Tcontl_SC
Media	0,44	0,44
DS	0,16	0,16
Mínimo	0,23	0,25
Máximo	1,03	1,04
Percentil 25	0,35	0,34
Percentil 75	0,49	0,48
CV %	36	36

Tabla 38: Resultados de los tiempos en la prueba de salto con cajón

Los tiempos de contacto en la prueba de salto con cajón en ambos lados presentaron una distribución simétrica en la población de estudio (Fig. 68).

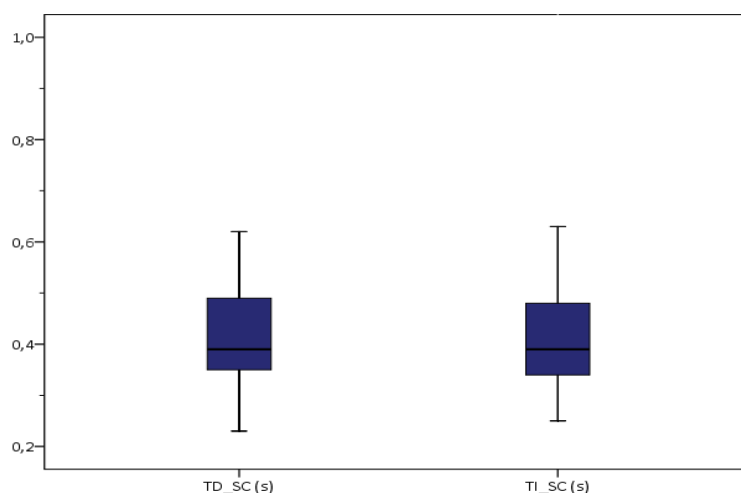


Figura 68: Distribución de los tiempos de contacto en la prueba de salto con cajón

4.5.4 Variabilidad de los resultados en la prueba de salto con cajón

Los resultados de esta prueba presentaron la mayor dispersión respecto a los resultados de las demás pruebas, representados por los siguientes coeficientes de variación (Tabla 39).

Lado derecho	CV %	Lado izquierdo	CV %
FrecepD_SC	30	Frecepl_SC	34
FimpD_SC	25	Fimpl_SC	20
TcontD_SC	36	Tcontl_SC	36

Tabla 39: Coeficientes de variación en la prueba de salto con cajón

4.5.5 Influencia del sexo en la prueba de salto con cajón

En la prueba de salto con cajón las fuerzas de recepción fueron mayores en las mujeres, tanto en el lado derecho como en el izquierdo. En el lado derecho las diferencias mostraron una tendencia a la asociación estadística ($p=0,067$). Las fuerzas de impulso, al contrario, fueron mayores

en los hombres, que presentaron además un menor tiempo de apoyo, pero las diferencias no fueron estadísticamente significativas (Tabla 40).

	Mujer		Hombre	
	Media	DT	Media	DT
FrecepD_SC	216,67*	61,67	186,31*	56,04
FimpD_SC	140,78	43,41	143,85	26,75
Frecepl_SC	213,22	67,17	185,19	65,32
Fimpl_SC	133,85	31,01	145,69	22,35
TcontD_SC	0,46	0,16	0,42	0,15
Tcontl_SC	0,46	0,17	0,43	0,16

Tabla 40: Resultados de la prueba de salto con cajón en función del sexo

4.5.5.1 Fuerzas en la prueba de salto con cajón en función del sexo

Las fuerzas de recepción en la prueba de salto con cajón fueron mayores en las mujeres y los resultados en el lado derecho mostraron una tendencia a la asociación estadística (Figs. 69 y 70).

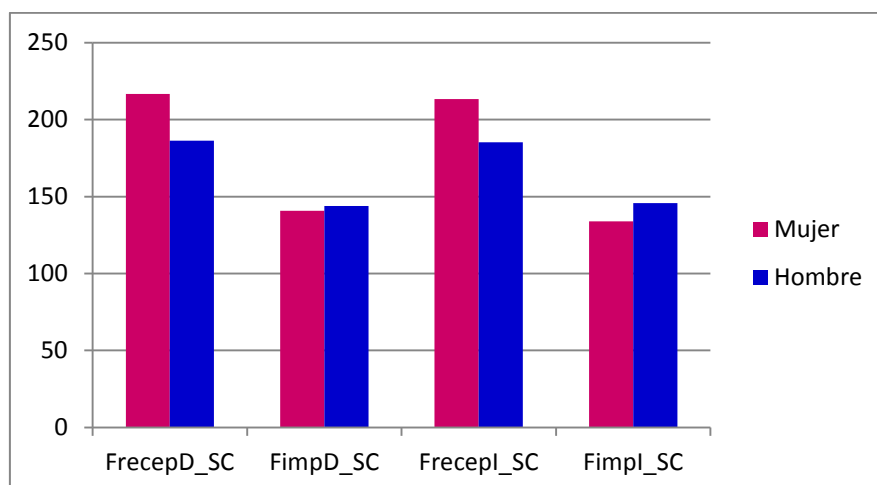


Figura 69: Fuerzas en la prueba de salto con cajón en función del sexo

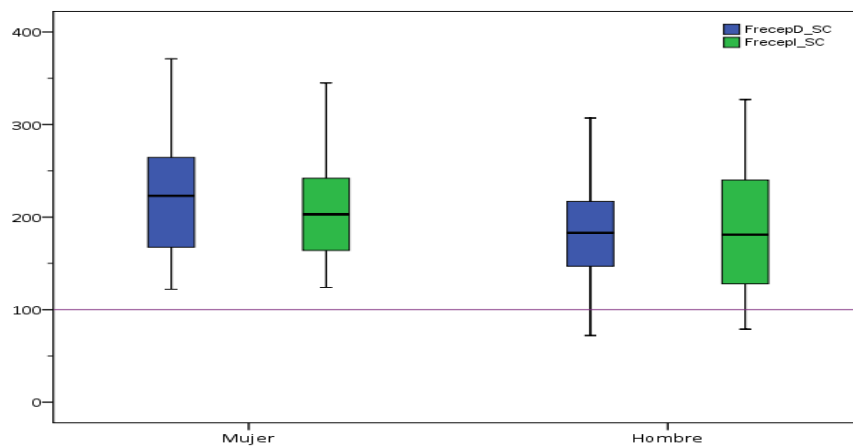


Figura 70: Distribución de las fuerzas de recepción en la prueba de salto con cajón en función del sexo

4.5.5.2 Tiempos en la prueba de salto con cajón en función del sexo

Los tiempos de contacto resultaron ligeramente mayores en la mujer (0,03 s) pero estas diferencias no fueron estadísticamente significativas (Fig. 71).

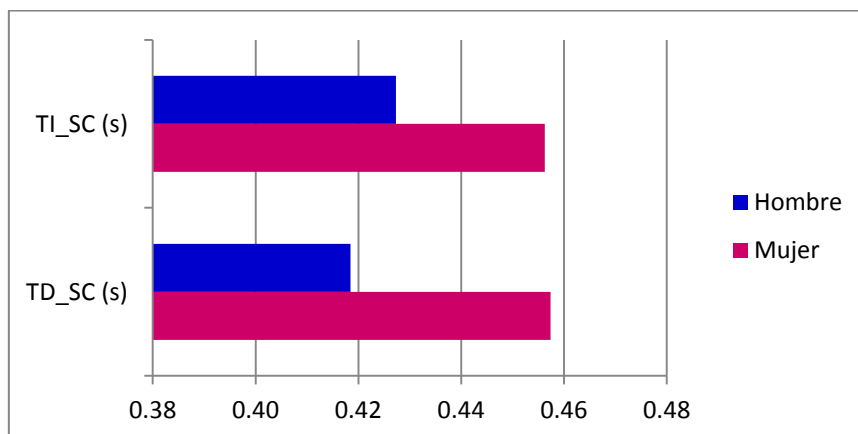


Figura 71: Tiempos en la prueba de salto con cajón en función del sexo

4.5.6 Influencia de la edad en la prueba de salto con cajón

En la prueba de salto desde cajón, las fuerzas de recepción fueron mayores en el grupo de edad más joven. En el lado derecho, las diferencias resultaron estadísticamente significativas. En el lado izquierdo, las diferencias mostraron una tendencia a la asociación estadística (Tabla 41).

	Menores 25 años		Mayores 25 años	
	Media	DT	Media	DT
FrecepD_SC	219,44*	64,64	183,42*	50,52
FimpD_SC	138,96	31,09	145,73	40,63
Frecepl_SC	216,19†	70,31	182,12†	60,16
Fimpl_SC	140,89	30,16	138,38	24,99
TcontD_SC	0,45	0,16	0,42	0,15
Tcontl_SC	0,45	0,17	0,43	0,16

*p< 0,05; †p=0,064

Tabla 41: Resultados de la prueba de salto con cajón en función de la edad

4.5.6.1 Fuerzas en la prueba de salto con cajón en función de la edad

El grupo de edad más joven presentó mayores fuerzas de recepción en la prueba de salto con cajón (Figs. 72 y 73).

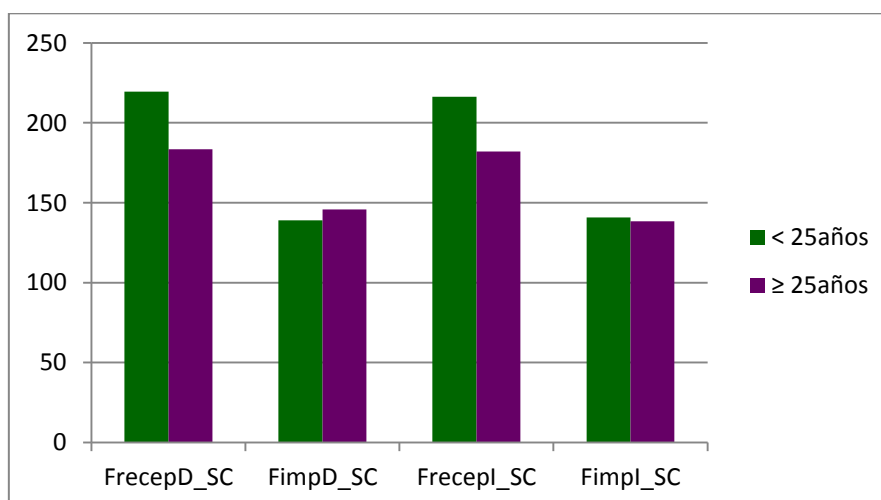


Figura 72: Fuerzas en la prueba de salto con cajón en función de la edad

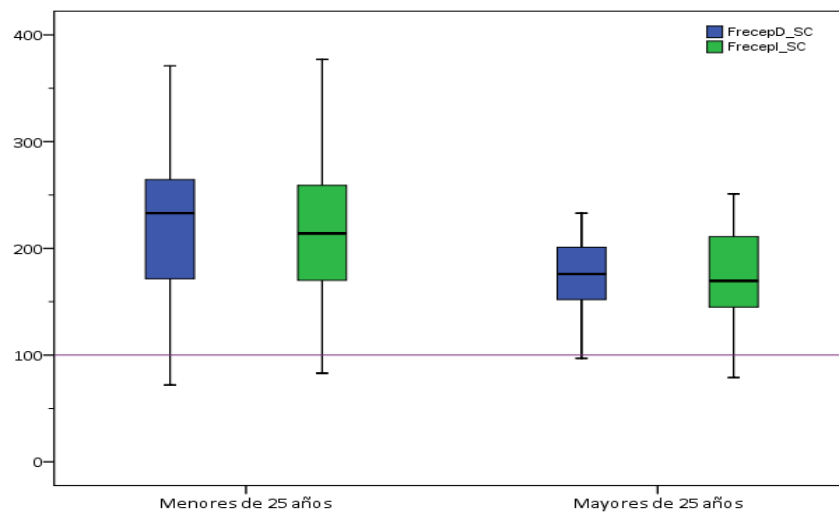


Figura 73: Distribución de las fuerzas en la prueba de salto con cajón en función de la edad

4.5.6.2 Tiempos en la prueba de salto con cajón en función de la edad

Los tiempos de contacto fueron ligeramente mayores en el grupo más joven pero las diferencias no fueron estadísticamente significativas (Fig. 74).

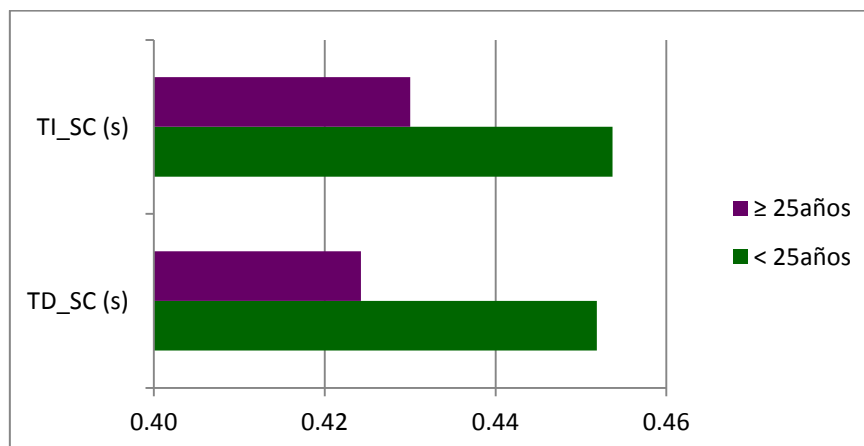


Figura 74: Tiempos en la prueba de salto con cajón en función de la edad

4.5.7 Influencia de la lateralidad en la prueba de salto con cajón

Las variables en la prueba de salto con cajón en la población de estudio fueron simétricas y no existieron diferencias estadísticamente significativas

lado - lado en los resultados. Las diferencias lado - lado en la magnitud de las fuerzas fueron del 2% y 3% del peso (Fig. 75).

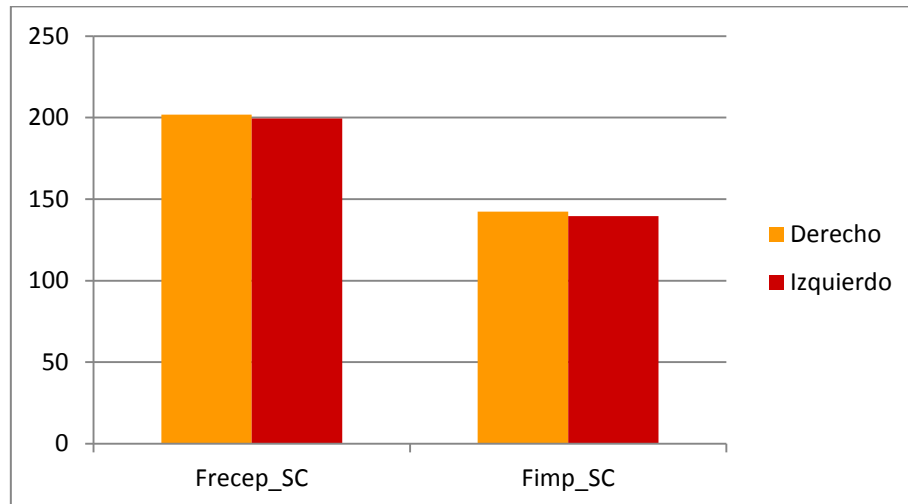


Figura 75: Fuerzas en la prueba de salto con cajón en función de la lateralidad

Los tiempos de contacto en la plataforma fueron prácticamente iguales en el lado derecho e izquierdo en la población control, con diferencias de 0,01 s entre los lados (Fig. 76).

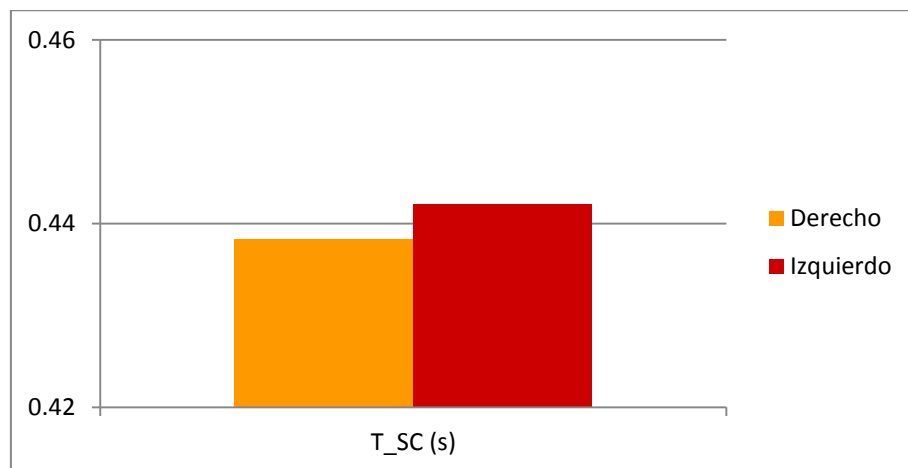


Figura 76: Tiempos de contacto en la prueba de salto con cajón en función de la lateralidad

4.6 ESTUDIO DE LAS PRUEBAS DE SALTO MONOPODAL

4.6.1 Patrón de movimiento en las pruebas de salto monopodal

En las pruebas de salto monopodal valoramos el movimiento de cada lado de forma independiente, realizando un salto en cada lado por separado. El siguiente ejemplo muestra el patrón característico de la prueba de salto monopodal en uno de los sujetos del estudio (Fig. 77).

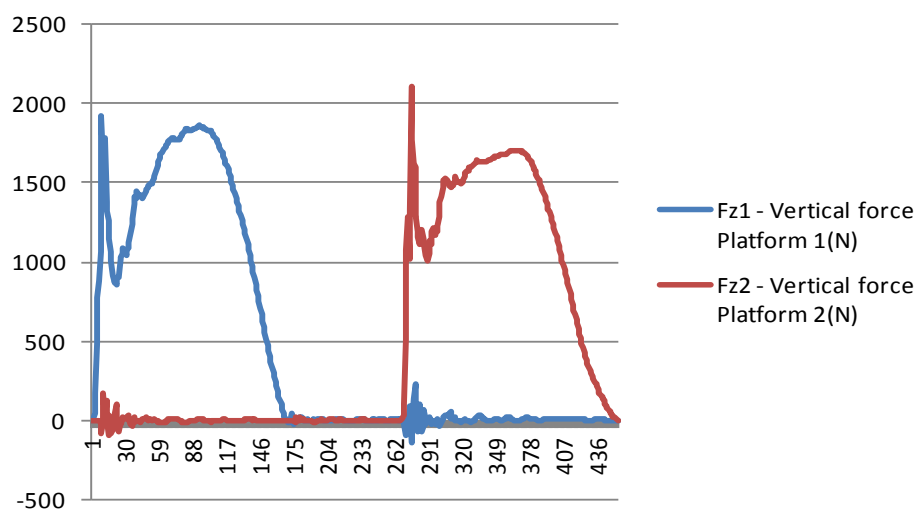


Figura 77: Patrón de movimiento en la prueba de salto monopodal

4.6.2 Fuerzas en las pruebas de salto monopodal

La tabla 42 muestra los resultados de las fuerzas generadas en las pruebas de salto monopodal. Las fuerzas de impulso del salto monopodal fueron las mayores de todos los saltos y fueron mayores que las fuerzas de impulso en la prueba de carrera.

	F1D_SM	F2D_SM	F1I_SM	F2I_SM
Media	271,07	259,56	273,02	252,85
DT	51,12	34,36	59,21	35,61
Mínimo	179,90	166,00	120,00	150,00
Máximo	378,24	352,00	444,00	356,00
Percentil 25	233,10	238,00	240,25	233,75
Percentil 75	319,77	281,00	308,50	276,25
CV %	19	13	22	14

Tabla 42: Resultados de las fuerzas en las pruebas de salto monopodal

La figura 78 representa la distribución de las fuerzas máximas generadas en la recepción e impulso de la prueba de salto monopodal.

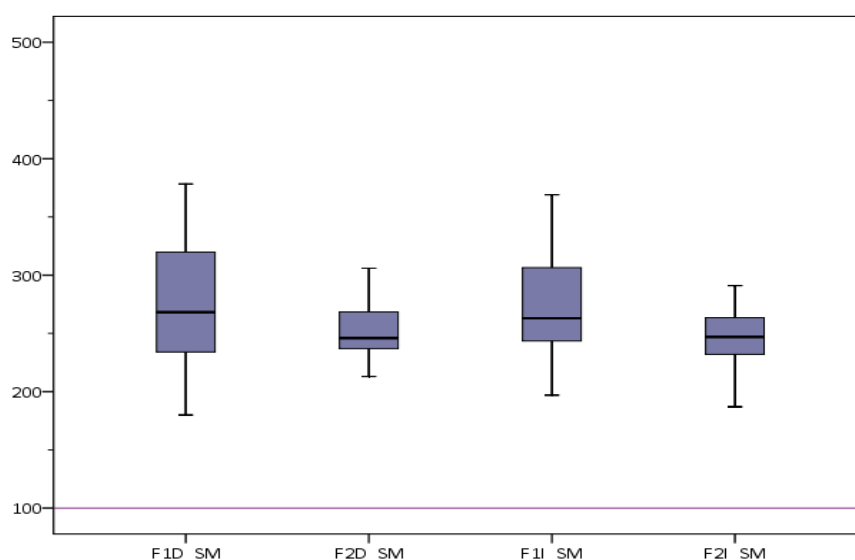


Figura 78: Distribución de las fuerzas en las pruebas de salto monopodal

4.6.3 Tiempos en la prueba de salto monopodal

El tiempo de vuelo del salto monopodal, de la primera a la segunda plataforma, y el tiempo de contacto, desde la recepción en la segunda plataforma, fueron idénticos en los saltos realizados en ambos lados.

Los tiempos de frenado y propulsión correspondientes al plano antero - posterior mostraron, por el contrario, diferente duración en el salto monopodal derecho e izquierdo (Tabla 43).

	TvueloD_ SM (s)	Tvuelol_ _SM (s)	TTcontD_ SM (s)	TTcontl_ SM(s)	TAPD_ SM (%TT)	TAPL_ SM (%TT)
Media	0,21	0,21	0,30	0,30	36	32
DT	0,06	0,03	0,05	0,05	11	13
Mínimo	0,10	0,11	0,22	0,21	7	3
Máximo	0,58	0,28	0,47	0,44	63	57
P25	0,20	0,19	0,26	0,25	27	24
P 75	0,22	0,23	0,34	0,32	44	41
CV %	29	29	17	17	31	41

Tabla 43: Resultados de los tiempos en las pruebas de salto monopodal

Las figuras 79, 80 y 81 muestran la distribución de las variables de tiempo en las pruebas de salto monopodal en la población.

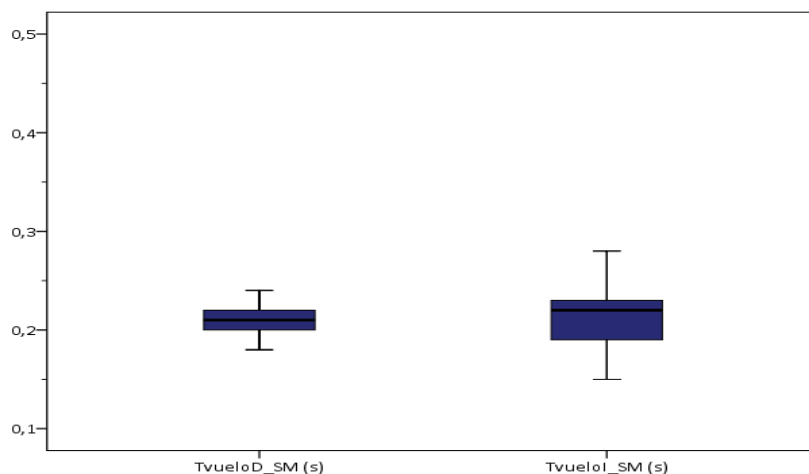


Figura 79: Distribución de los tiempos de vuelo en las pruebas de salto monopodal

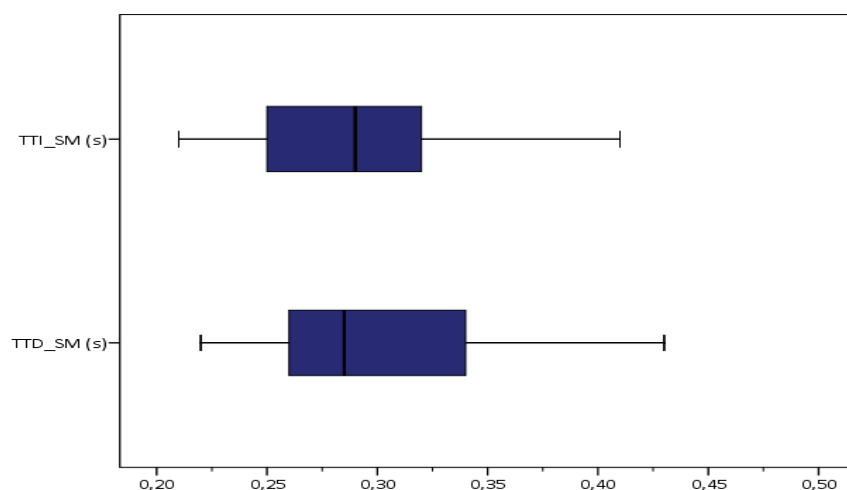


Figura 80: Distribución de los tiempos de contacto en las pruebas de salto monopodal

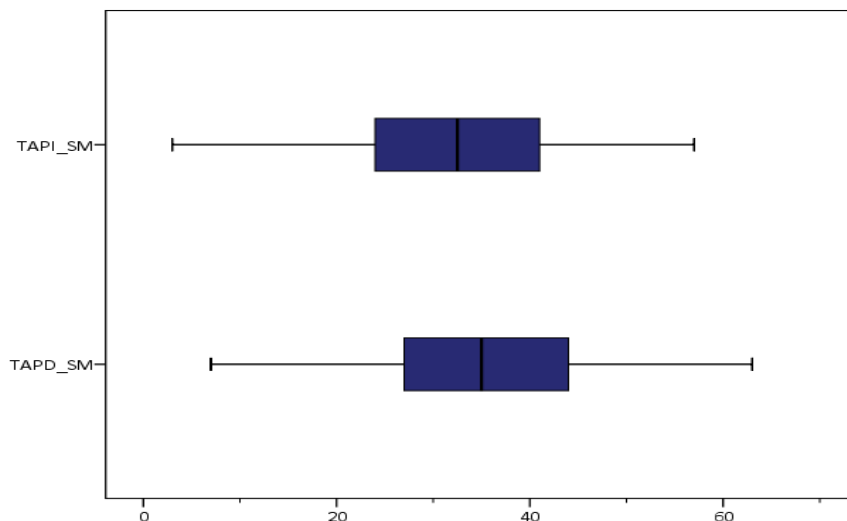


Figura 81: Distribución de los tiempos de frenado y propulsión en las pruebas de salto monopodal

4.6.4 Variabilidad de los resultados en las pruebas de salto monopodal

Las fuerzas en las pruebas de salto monopodal mostraron dispersiones moderadas. El tiempo de cambio de dirección en el plano antero - posterior mostró la mayor dispersión en los resultados (Tabla 44).

Lado derecho	CV %	Lado izquierdo	CV %
F1D_SM	19	F1ISM	22
F2D_SM	13	F2ISM	14
TvueloD_MP (s)	29	TvueloI_SM (s)	29
TAPD_MP (%)	31	TAPI_SM (%)	41
TTcontD_MP (s)	17	TTcontI_SM (s)	17

Tabla 44: Coeficientes de variación en el salto monopodal

4.6.5 Influencia del sexo en las pruebas de salto monopodal

4.6.5.1 Fuerzas en las pruebas de salto monopodal en función del sexo

Las fuerzas máximas de recepción en las pruebas de salto monopodal derecho e izquierdo fueron mayores en las mujeres. Las diferencias fueron significativas en el salto monopodal izquierdo. Las fuerzas de impulso en la prueba del lado izquierdo fueron también mayores en las mujeres pero las diferencias no fueron estadísticamente significativas (Tabla 45; Figs. 82 y 83).

	Mujer		Hombre	
	Media	DT	Media	DT
F1D_SM	284,36	51,26	260,43	49,46
F2D_SM	260,07	39,21	259,04	29,24
F1ISM	289,35*	68,88	256,70*	43,25
F2ISM	255,85	39,33	249,85	31,92

*p=<0,05

Tabla 45: Fuerzas en las pruebas de salto monopodal en función del sexo

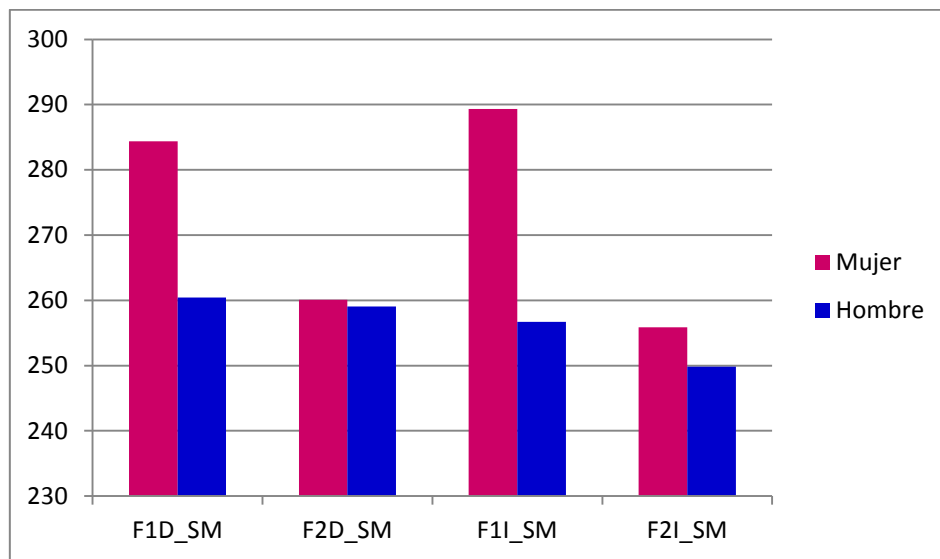


Figura 82: Fuerzas en las pruebas de salto monopodal en función del sexo

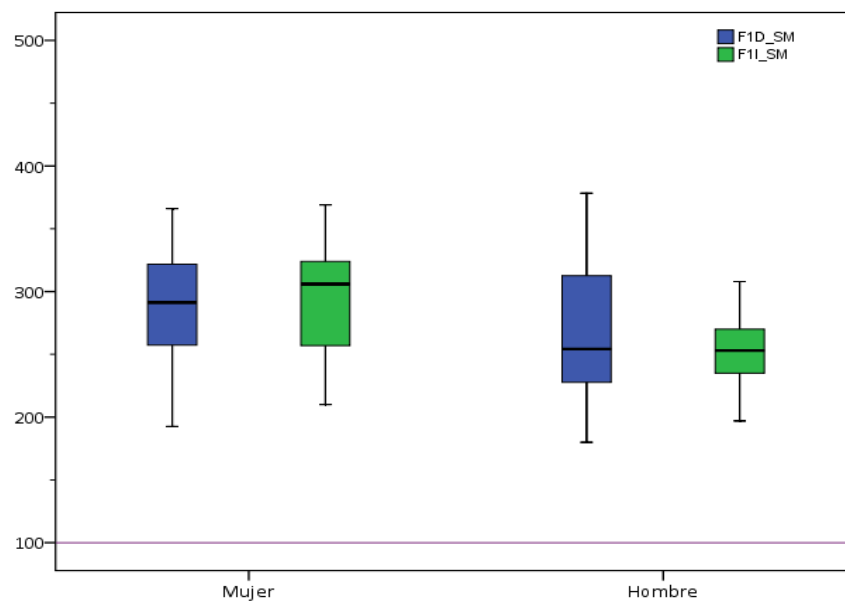


Figura 83: Distribución de las fuerzas en las pruebas de salto monopodal en función del sexo

4.6.5.2 Tiempos en las pruebas de salto monopodal en función del sexo

No encontramos diferencias significativas con respecto al sexo en la duración de los tiempos de vuelo, contacto o cambio de dirección en el plano antero - posterior. Los tiempos fueron simétricos en cada lado, tanto en hombres como en mujeres (Tabla 46; Figs. 84 y 85).

	Mujer		Hombre	
	Media	DT	Media	DT
TvueloD_SM (s)	0,21	0,02	0,22	0,08
TTcontD_SM (s)	0,30	0,05	0,30	0,05
TAPD_SM	38,21	12,22	34,15	9,39
TvueloI_SM (s)	0,21	0,03	0,22	0,03
TTcontI_SM (s)	0,29	0,05	0,30	0,06
TAPI_SM	32,63	14,69	32,04	11,26

Tabla 46: Tiempos en las pruebas de salto monopodal en función del sexo

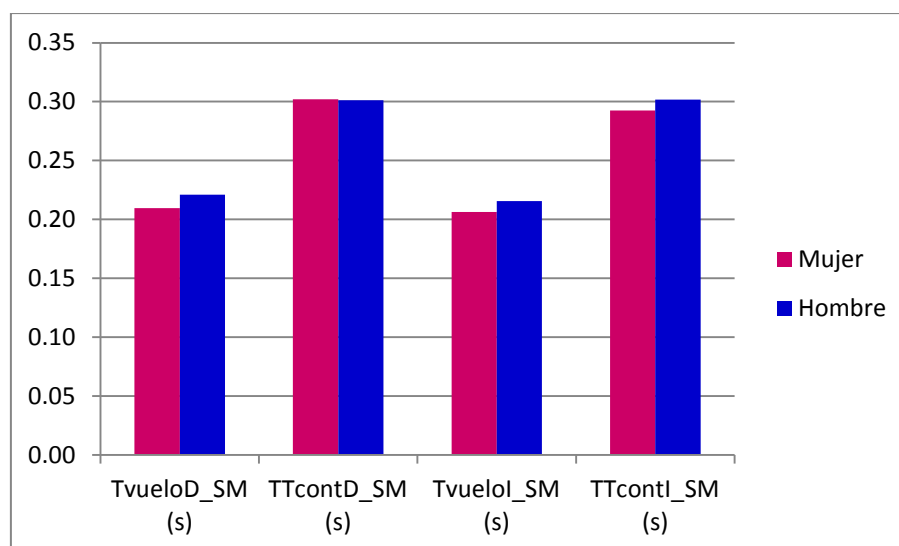


Figura 84: Tiempos en las pruebas de salto monopodal en función del sexo. Plano vertical

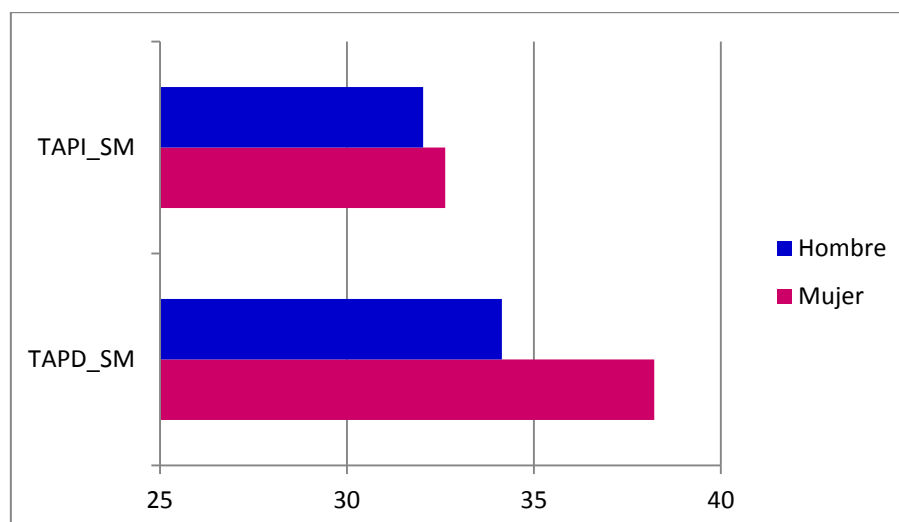


Figura 85: Tiempos en las pruebas de salto monopodal en función del sexo. Plano antero-posterior.

4.6.6 Influencia de la edad en la prueba de salto monopodal

4.6.6.1 Fuerzas en las pruebas de salto monopodal en función de la edad

En las pruebas de salto monopodal las fuerzas de recepción e impulso fueron mayores en el grupo de edad más joven. Las diferencias fueron estadísticamente significativas para las fuerzas de impulso en el salto monopodal izquierdo y cercanas a la significación estadística en el salto del lado derecho (Tabla 47).

	Menores 25 años		Mayores 25 años	
	Media	DT	Media	DT
F1D_SM	272,34	53,15	269,95	50,41
F2D_SM	268,04*	32,72	250,78*	34,39
F1ISM	282,29	40,73	265,24	71,09
F2ISM	263,07**	34,92	242,63**	33,88

* $p = 0,062$; ** $p < 0,01$

Tabla 47: Fuerzas en las pruebas de salto monopodal en función de la edad

Las figuras 86 y 87 muestran las mayores fuerzas generadas en las pruebas de salto monopodal en el grupo de edad más joven.

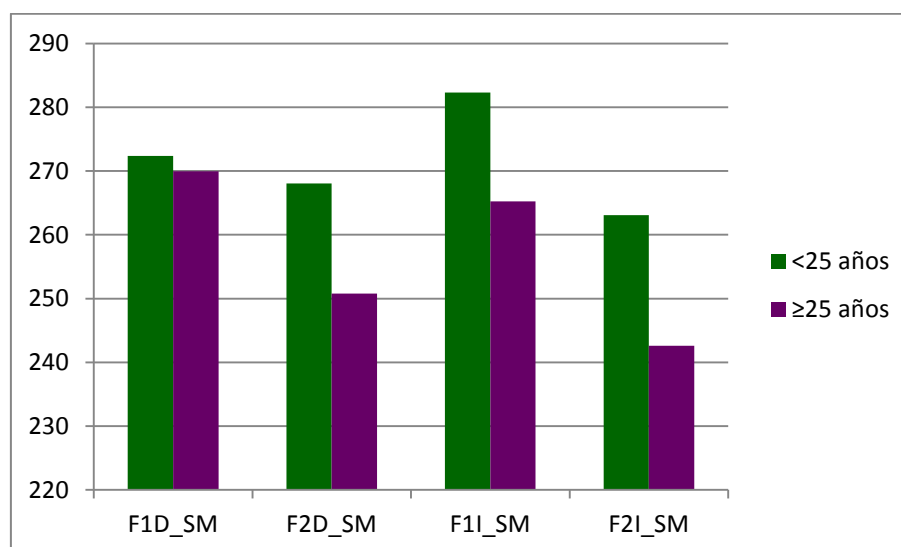


Figura 86: Fuerzas en las pruebas de salto monopodal en función de la edad

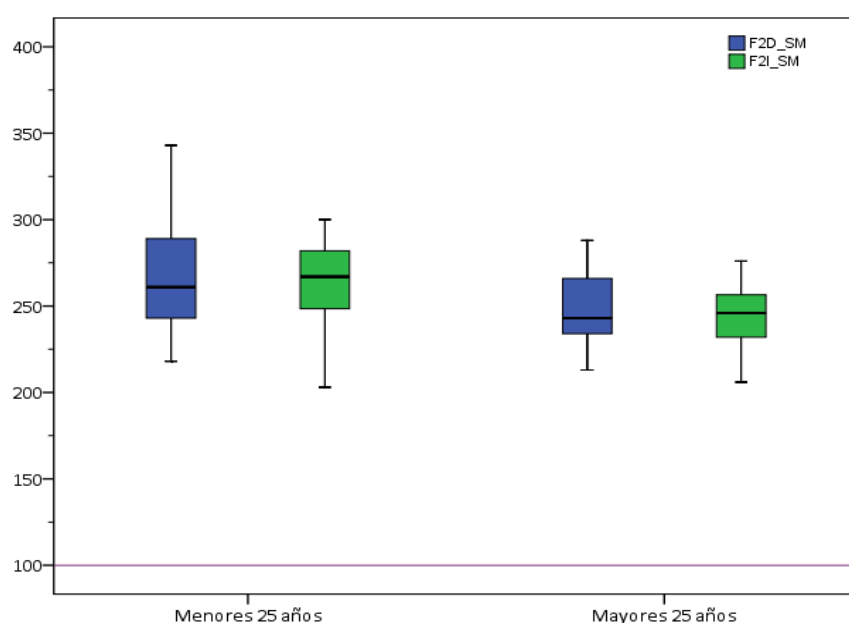


Figura 87: Distribución de las fuerzas en las pruebas de salto monopodal en función de la edad

4.6.6.2 Tiempos en las pruebas de salto monopodal en función de la edad

En los tiempos de salto monopodal no observamos diferencias estadísticamente significativas entre los dos grupos de edad (Tabla 48; Figs. 88 y 89).

	Menores 25 años		Mayores 25 años	
	Media	DT	Media	DT
TvueloD_SM (s)	0,21	0,02	0,22	0,08
TTcontD_SM (s)	0,30	0,06	0,30	0,05
TAPD_SM	36,68	10,54	35,74	11,67
TvueloI_SM (s)	0,22	0,02	0,20	0,03
TTcontI_SM (s)	0,29	0,06	0,30	0,05
TAPI_SM	32,22	14,80	32,44	11,14

Tabla 48: Tiempos en las pruebas de salto monopodal en función de la edad

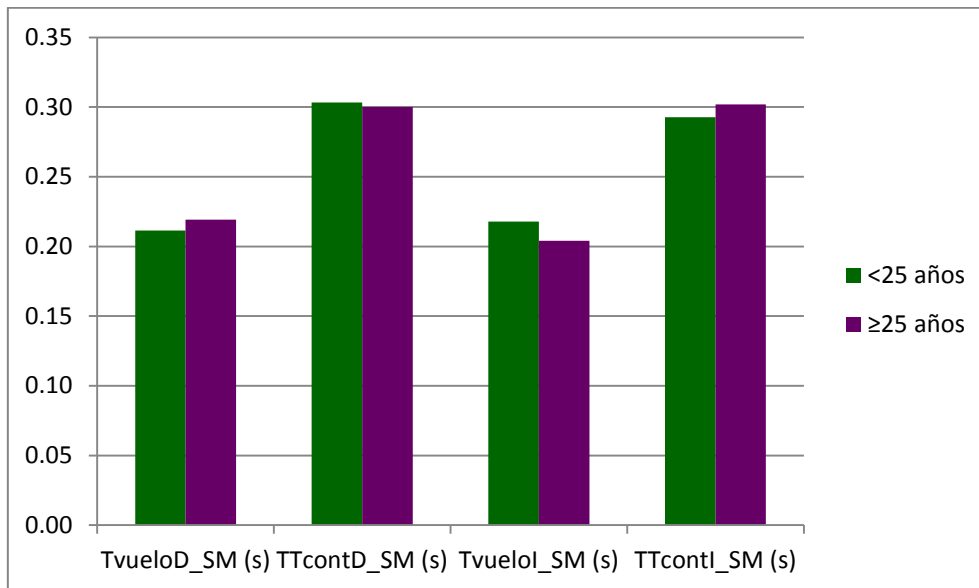


Figura 88: Tiempos en las pruebas de salto monopodal en función de la edad. Plano vertical

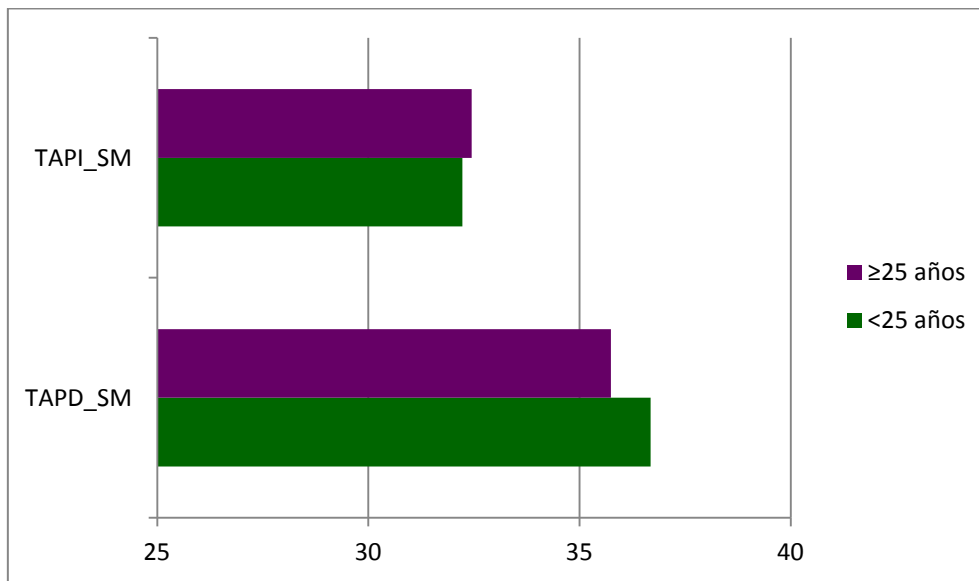


Figura 89: Tiempos en las pruebas de salto monopodal en función de la edad. Plano antero-posterior

4.6.7 Influencia de la lateralidad en las pruebas de salto monopodal

En las pruebas de salto monopodal no encontramos diferencias lado - lado significativas en ninguna de las variables fuerza - tiempo.

Las fuerzas de recepción mostraron diferencias del 2% del peso entre el salto del lado derecho e izquierdo y las fuerzas de impulso diferencias del 7% del peso entre los saltos de cada lado (Fig. 90).

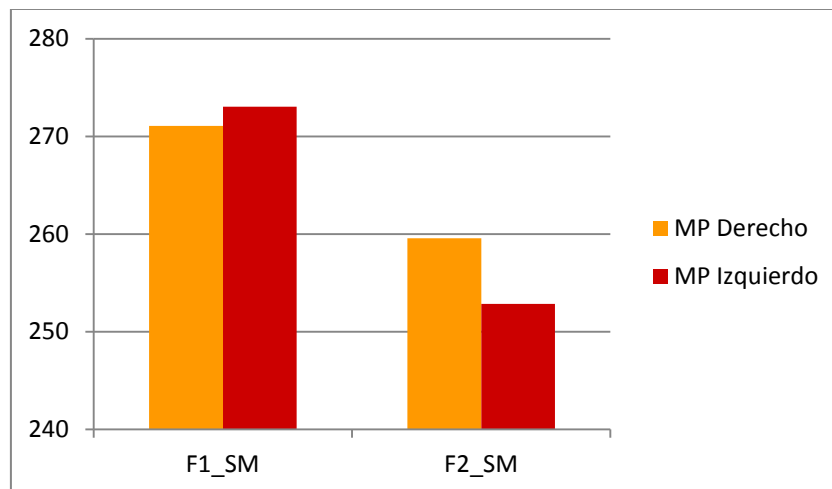


Figura 90: Fuerzas en las pruebas de salto monopodal en función de la lateralidad

A pesar de que estas pruebas se realizaban por separado en cada uno de los lados, los tiempos de vuelo y contacto en la población de estudio resultaron muy similares en ambos lados (Fig. 91).

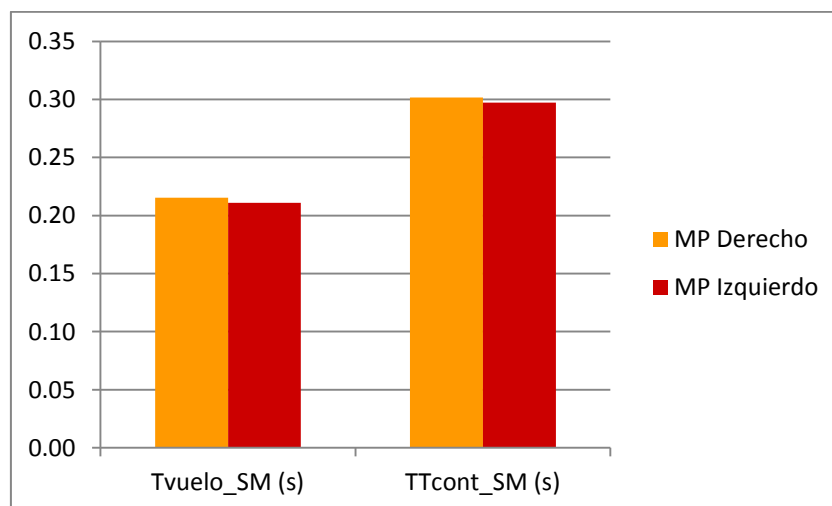


Figura 91: Tiempos en las pruebas de salto monopodal en función de la lateralidad. Plano vertical

En el plano antero - posterior, el tiempo de cambio de dirección fue mayor en el lado derecho, lo que representa una mayor duración de la fase de frenado en este lado, pero las diferencias no fueron estadísticamente significativas (Fig. 92).

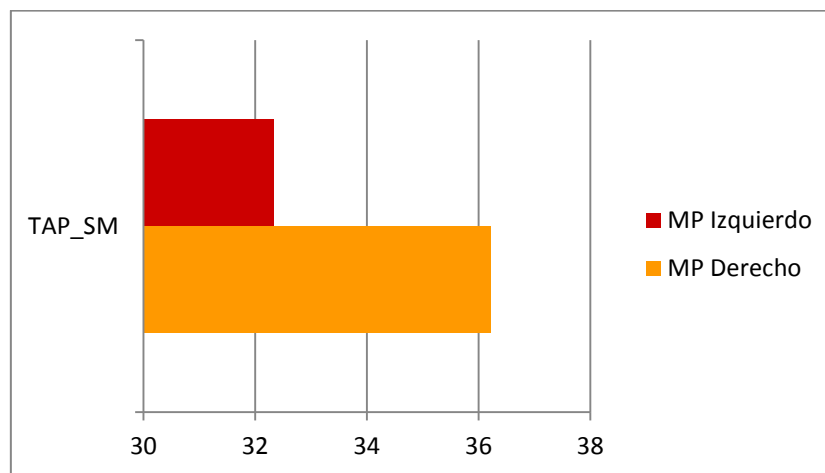


Figura 92: Tiempos en las pruebas de salto monopodal en función de la lateralidad. Plano antero-posterior

4.7 CRITERIOS DE REFERENCIA PARA LA VALORACIÓN DEL PROTOCOLO CINÉTICO

Presentamos a continuación un conjunto de guías de referencia con los resultados del estudio para la valoración del protocolo en función del sexo y para ambos lados, representados según las curvas de movimiento características de cada una de las pruebas de nuestro protocolo cinético.

PRUEBA DE MARCHA

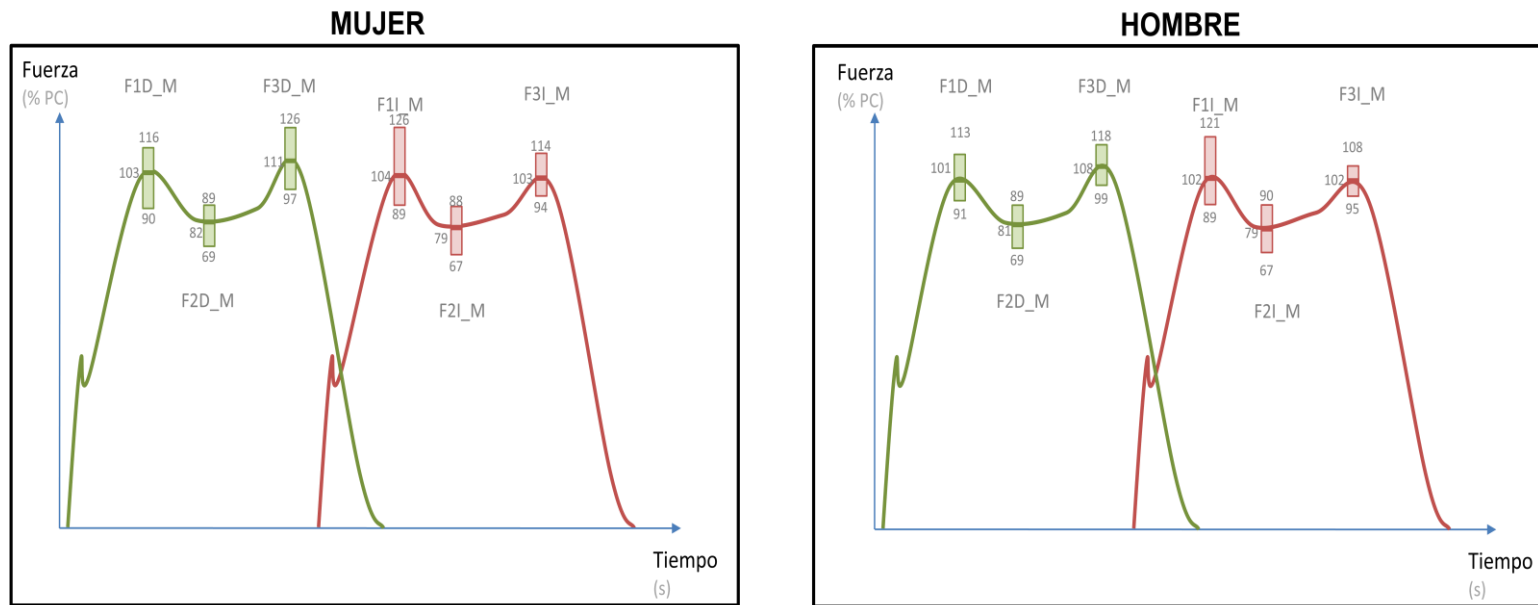


Figura 93: Guía de valoración de la prueba de marcha

PRUEBA DE CARRERA

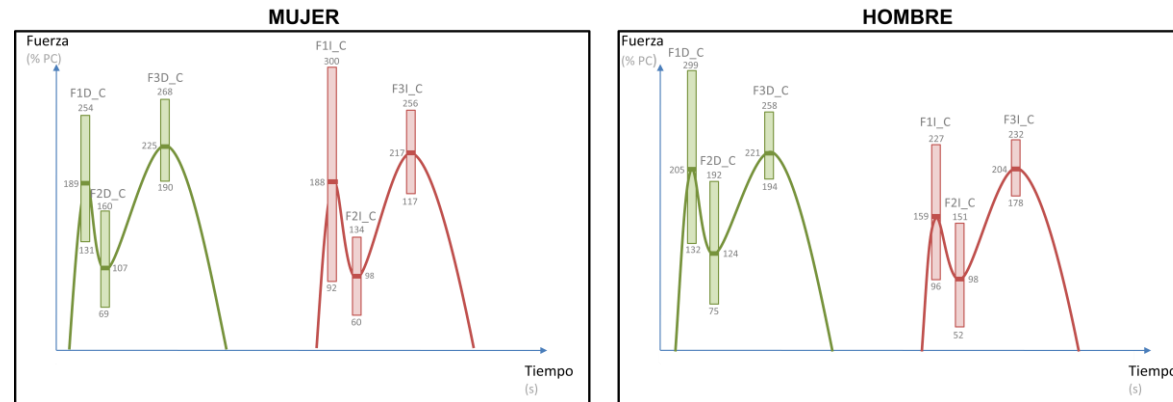


Figura 94: Guía de valoración de la prueba de carrera

PRUEBA DE “SPRINT”

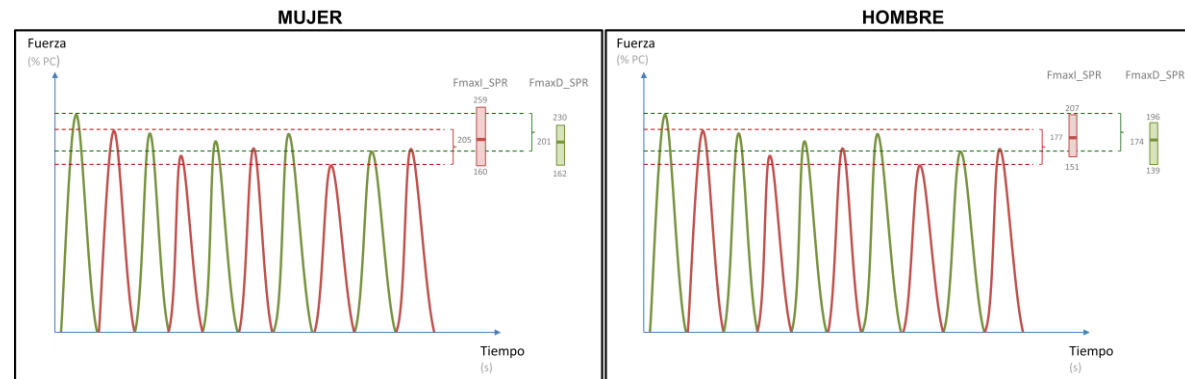


Figura 95: Guía de valoración de la prueba de “sprint”

PRUEBA DE SALTO VERTICAL

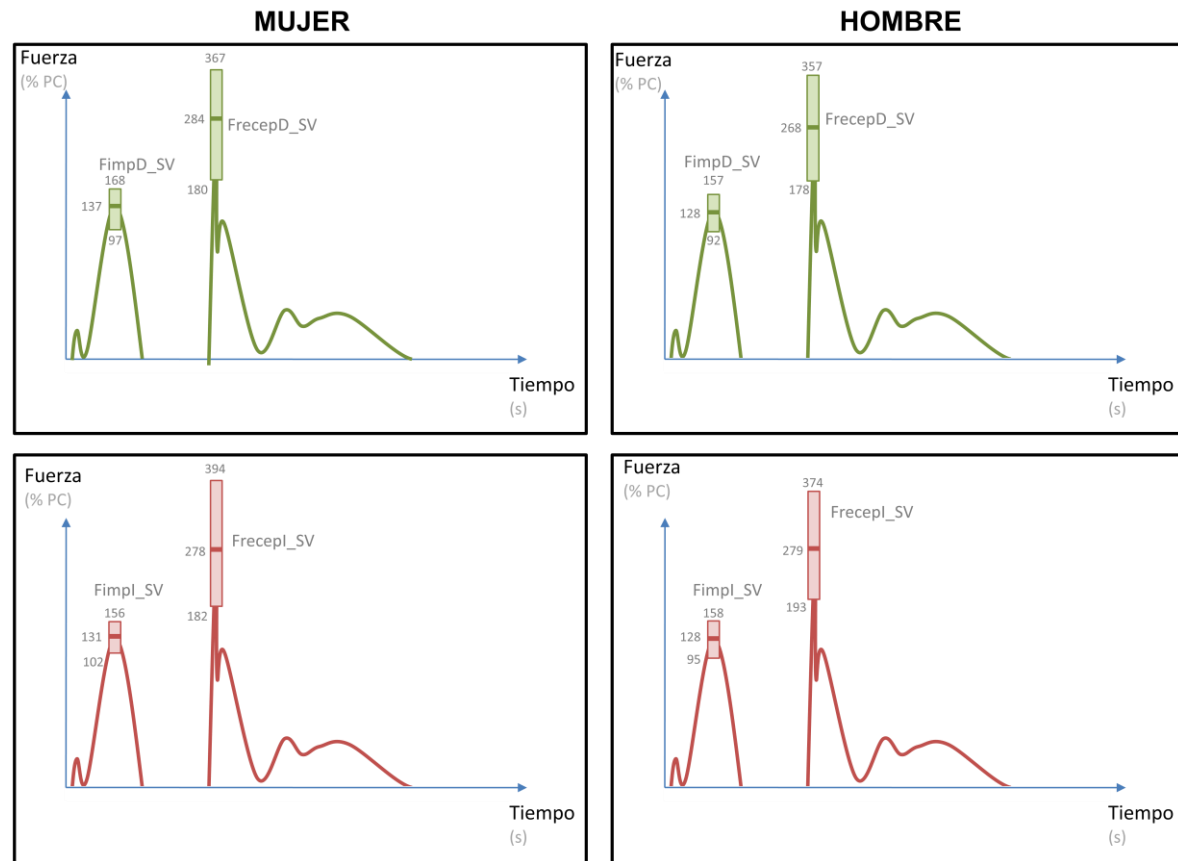


Figura 96: Guía de valoración de la prueba de salto vertical

PRUEBA DE SALTO CON CAJÓN

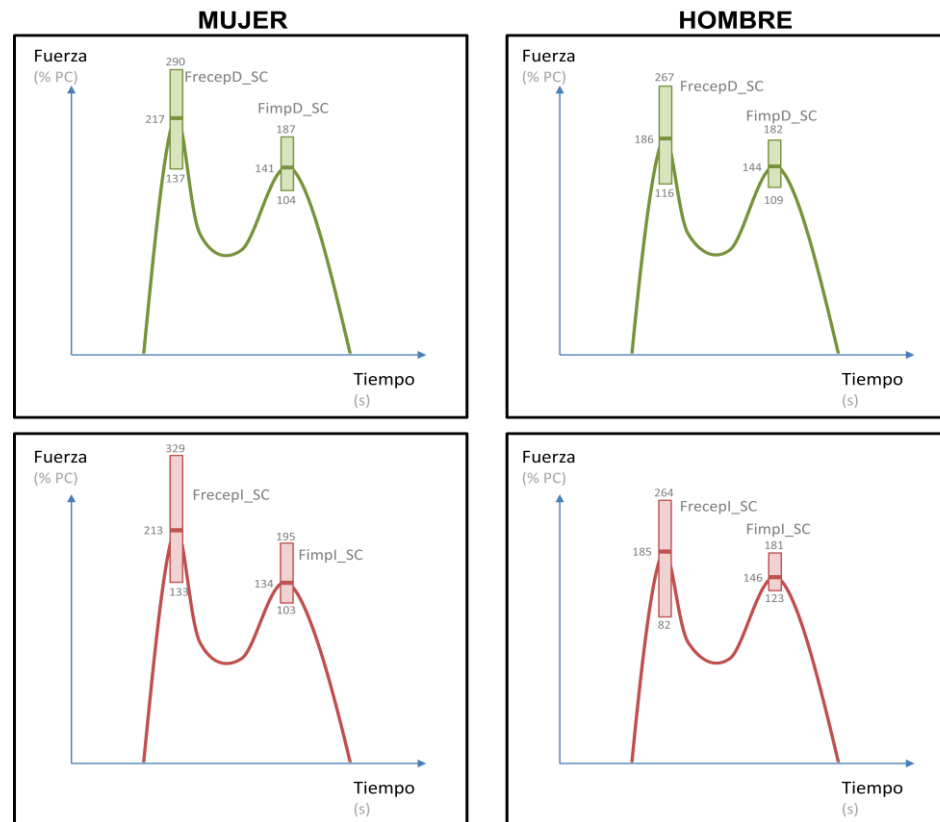
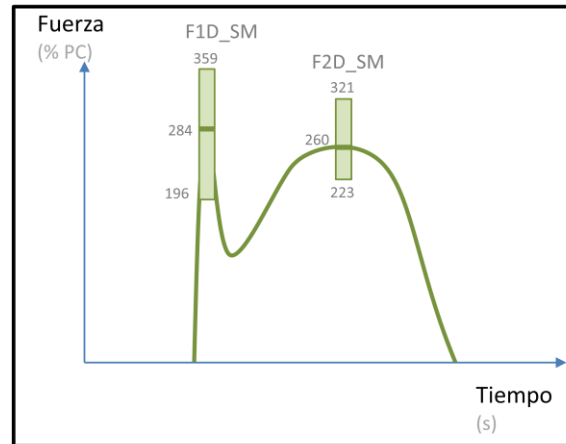


Figura 97: Guía de valoración de la prueba de salto con cajón

PRUEBA DE SALTO MONOPODAL

MUJER



HOMBRE

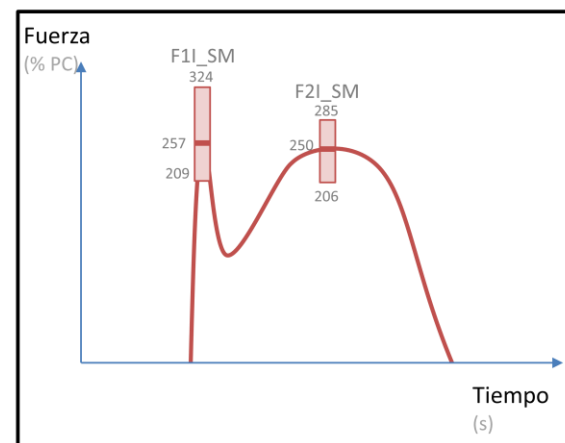
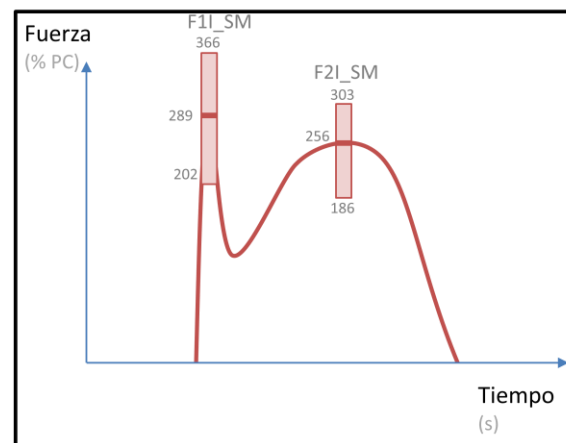
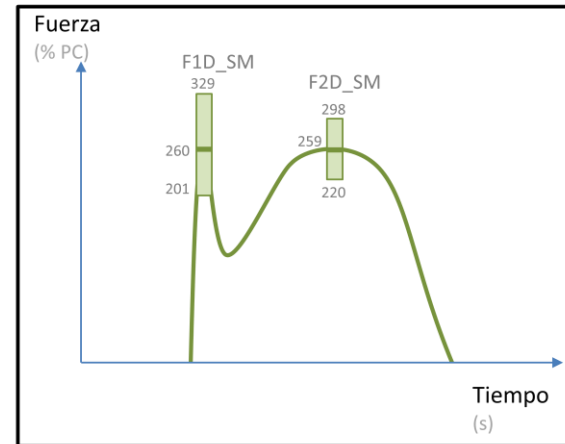


Figura 98: Guía de valoración de la prueba de salto monopodal

5 DISCUSIÓN

Con este trabajo hemos desarrollado un nuevo protocolo de pruebas para la evaluación funcional del miembro inferior basado en el análisis biomecánico de tipo cinético. Así mismo, mediante el estudio en una población control representativa, aportamos criterios de referencia para la valoración en función de las variables cinéticas fuerza - tiempo, habiendo considerado los factores individuales de sexo y edad, así como las diferencias lado - lado. Este estudio en una población sin patología conocida del sistema músculo - esquelético constituye la base fundamental para el desarrollo del protocolo cinético como prueba de evaluación funcional aplicable en la práctica clínica y para la valoración de casos patológicos.

En la evaluación cinética, las fuerzas medidas por las plataformas representan el impacto absorbido por las articulaciones del miembro inferior y deben presentar alteraciones cuando falta alguna de las estructuras estabilizadoras. En las últimas tres décadas, el creciente interés por la investigación en biomecánica ha generado un gran número de trabajos dedicados al estudio de diversas condiciones patológicas. La patología de la marcha ha sido extensamente estudiada. En las pruebas de carrera, más propias del ámbito deportivo, los estudios biomecánicos se han dedicado al análisis de patologías más frecuentes entre los corredores, como son las lesiones por sobreuso o las fracturas de estrés [16][23][72][85][107][255][261][262]. Las pruebas de salto han demostrado ser de especial interés para el estudio de las lesiones en la rodilla, y muy especialmente del LCA, pues las sollicitaciones dinámicas durante el salto

permiten recrear condiciones de máxima sollicitación sobre el ligamento [86][168][195].

La rodilla es la principal articulación encargada de la absorción de las cargas en el movimiento y el LCA funciona como un estabilizador principal del desplazamiento anterior así como de la inestabilidad rotatoria antero - lateral, presentando además una función reguladora de la propiocepción con capacidad para influir en la cinemática articular, modificando la dirección y la magnitud de las fuerzas articulares [13][71][209][235].

En menor medida, y dada su importancia epidemiológica [32][58], ciertos trabajos cinéticos se han dedicado también al estudio del síndrome femoropatelar [11][12][20][44][58][127][134][189][200]. Precisamente, en el proyecto JUMP - ACL, un amplio y completo estudio prospectivo de evaluación biomecánica de la rodilla realizado en 1597 jóvenes militares estadounidenses, Boling et al. [20] hallaron, en la evaluación de pruebas de salto, fuerzas de menor magnitud en los sujetos que sufrían dolor femoropatelar.

Muchas actividades deportivas conllevan un componente de salto y recepción en los que la rodilla constituye la articulación principalmente implicada, lo que da lugar a diferentes lesiones cápsulo - ligamentarias [57]. Las lesiones del LCA son las lesiones ligamentosas más frecuentes de la rodilla y presentan una alta prevalencia en la población, especialmente entre personas jóvenes y activas, produciendo un gran impacto económico y epidemiológico [38][81][84][114][235]. La patología del LCA ha sido la más estudiada en biomecánica y existen numerosos

estudios con pruebas de salto, marcha o carrera que han demostrado la utilidad de estas pruebas para la mejora del tratamiento, la rehabilitación y la prevención de lesiones [5][13][71][79][141][179][181][209][235]. Por estos motivos, en el desarrollo de las aplicaciones clínicas de nuestro protocolo cinético, y a lo largo de estos comentarios, consideramos de especial interés dirigirnos inicialmente a los estudios cinéticos del LCA relativos a su función, rotura y reparación, para así emprender posteriormente el estudio de otras condiciones patológicas.

Los patrones de movimiento de las pruebas biomecánicas han demostrado presentar alteraciones características en la insuficiencia del LCA [89]. La evidencia científica ha demostrado patrones de movimiento diferenciadores en los pacientes denominados tolerantes, aquéllos que son capaces de compensar su déficit, y en los pacientes denominados no tolerantes, que no recuperan su funcionalidad previa a la lesión [108][109][202][217][235]. Estudios con pruebas dinámicas han demostrado que el patrón de movimiento en los tolerantes tiende a asemejarse al de los pacientes sin lesión, pero los no tolerantes presentan diferentes patrones de actividad neuromuscular, mayores alteraciones en las variables cinéticas y cinemáticas, y mayores asimetrías [2][138][179][198][202][203].

Nuestro grupo de investigación en el laboratorio de biomecánica ha trabajado en el desarrollo de este protocolo de evaluación funcional con el objetivo de consolidar su utilización en la práctica clínica. En este trabajo determinamos su aplicabilidad estableciendo criterios de referencia en una población control. Por su parte, nuestro grupo [140] ha continuado el

trabajo en pacientes con lesiones del LCA y publicado resultados iniciales de la evaluación funcional previa a la cirugía. En el futuro esperamos continuar el estudio del protocolo en la evaluación clínica y el seguimiento de otras patologías.

5.1 EL DISEÑO DEL PROTOCOLO DE PRUEBAS

Las pruebas cinéticas de nuestro protocolo representan actividades de la vida diaria y el deporte que son fácilmente realizables y permiten la valoración de movimientos de diferente exigencia funcional. Así, hemos incluido las pruebas de marcha, carrera, “*sprint*” y los diferentes saltos, que pueden valorarse de forma independiente y que, en su conjunto, representan un espectro completo de actividades habituales que resulta apropiado para la evaluación funcional.

La marcha constituye la prueba básica y el movimiento de referencia, así bien, estudios cinéticos de la marcha en las lesiones del LCA [2][89][198][202][217] han demostrado que las fuerzas de reacción y los momentos de fuerza son menores en el lado lesionado y que las alteraciones son más evidentes en los pacientes no tolerantes, que presentan peor resultado funcional con inestabilidad articular para la realización de sus actividades habituales, que en los pacientes tolerantes, que son capaces de compensar su déficit, adaptando su estrategia motora para controlar mejor las fuerzas [108][109][235]. Lindstrom et al. [138] encontraron que, a los 12 meses, los pacientes tolerantes no presentaban diferencias en el patrón cinético de la marcha respecto al grupo control

mientras que Roewer et al. [198] encontraron en pacientes no tolerantes alteraciones cinéticas en la marcha hasta dos años después de la lesión.

Los pacientes con lesiones modifican su estrategia motora para compensar su déficit pero las alteraciones funcionales pueden ser más evidentes en los sujetos de mayor riesgo y en las actividades de mayor demanda [60][62][79][138][181][202]. Se ha demostrado que las alteraciones en la deficiencia del LCA son mayores en las pruebas de mayor dificultad [60][89][126][202]. Hart et al. [89], en un estudio de revisión de pruebas cinéticas de marcha y carrera tras la reconstrucción del LCA, comprobaron que las alteraciones cinéticas en el plano sagital eran mayores en las pruebas de carrera y que las diferencias eran mayores al estudiar el lado lesionado respecto al contralateral y aún mayores al compararlas con grupos control.

Las pruebas de carrera, “*sprint*” y los diferentes saltos del protocolo son pruebas que requieren combinar el control de las fuerzas y la estabilidad [248] y, aunque representan actividades relacionadas con el ámbito deportivo, resultan de gran interés para valorar el regreso a la práctica deportiva y a las actividades cotidianas de mayor exigencia; además, estas pruebas definen mejor las posibles alteraciones o diferencias con el lado contralateral.

Estudios con pruebas de salto en la evaluación de la rotura o reparación del LCA [60][154][167][169] han recomendado utilizar diferentes tipos de saltos para aumentar la fiabilidad. En la literatura se han descrito diferentes tipos de pruebas de salto por distancia, tiempo y altura. Las pruebas miden

la distancia, el tiempo o la altura de salto en el lado lesionado y el contralateral, y se expresan como porcentaje. Una relación entre los lados del 85-90% se ha señalado como el valor normal [86][167]. Fitzgerald et al. [66] describieron que los pacientes que regresaban a la práctica deportiva al nivel previo a una lesión del LCA obtenían los mejores resultados, del 95%, en tests de salto monopodal [66].

Se ha demostrado que para aumentar la sensibilidad en la detección de alteraciones funcionales es necesario utilizar un conjunto de pruebas con diferentes tipos de saltos [86]. Diversos estudios han analizado la utilidad de las pruebas de salto especialmente para la valoración del regreso a la práctica deportiva y su correlación con las escalas subjetivas [66][86][167][177][178][195]. La prueba más utilizada es el test de salto monopodal por distancia. Sin embargo, se ha demostrado que la sensibilidad para detectar limitaciones funcionales del LCA al realizar esta prueba aisladamente es sólo del 38% al 52% [66][195]. Noyes et al. [167] describieron originariamente un test con cuatro tipos de saltos monopodales en dirección horizontal; un salto horizontal por distancia, un triple salto por distancia, salto cruzado por distancia y salto a 6 m cronometrado. Comprobaron que la sensibilidad aumentaba desde el 48% al usar un solo test, al 62% usando dos [160][167][195]. Gustavsson et al. [86] definieron un protocolo consistente en un salto vertical, salto horizontal por distancia y un test de salto lateral durante 30 segundos y comprobaron que la combinación de varias pruebas permitía aumentar la sensibilidad y discriminar la funcionalidad en pacientes con lesiones crónicas del LCA y a

los 6 meses post - cirugía [86]. Itoh et al. [111] utilizaron 4 tipos de salto y obtuvieron una sensibilidad del 82% para detectar déficits funcionales en pacientes con lesiones crónicas de 3 años de evolución [111][160].

Siguiendo la clasificación funcional de McNitt-Gray [256] para la fase de recepción del salto, nuestra prueba de salto vertical representa un salto tipo “*land and stop*”; el salto desde el cajón y el salto monopodal son saltos tipo “*land and go*”; y el salto desde el primer cajón a la plataforma es representativo de los saltos tipo “*drop jump*” utilizados en otros estudios [6–8][22][35][50][51][67][102][119][131][150][155][168][180][213][214][220][239][244].

5.2 ACERCA DEL ESTUDIO DE LA POBLACIÓN

El estudio del protocolo en una población representativa de adultos sin patología conocida del sistema músculo – esquelético nos ha permitido investigar los resultados de las pruebas en condiciones de normalidad y definir criterios de referencia para la valoración bilateral en función del sexo y la edad. Seleccionamos un grupo de adultos de ambos sexos y diferentes edades, pertenecientes a un rango de edad joven, de 18 a 50 años, que representa el grupo de edad con mayor incidencia de lesiones cápsulo - ligamentarias entre la población adulta; las lesiones del LCA son características de pacientes jóvenes, con edades comprendidas entre los 14 y los 45 años y los datos epidemiológicos muestran que el grupo de edad más afectado es el de pacientes entre los 20 y los 30 años de edad [84]. La proporción entre hombres y mujeres intervenidos del LCA es de aproximadamente 60:40 [38][84][114][212]. Sin embargo, la incidencia de

lesiones ha aumentado en los últimos años, especialmente en las mujeres y en el ámbito deportivo [9][18][38][142][190][192], siendo el riesgo de lesión del LCA entre 3 y 10 veces mayor en las mujeres que practican deportes que en los hombres [15][18][38][95][181][190]. El mayor riesgo en la mujer joven y deportista se ha relacionado con factores anatómicos, biomecánicos, hormonales o de control neuromuscular [9][59][95][101][174][181][222][223]. El síndrome fémoropatelar y las fracturas de estrés también presentan una incidencia mayor entre las mujeres [32][72].

Todas las pruebas las hemos realizado con la población descalza ya que el tipo de suela o las características del suelo modifican las condiciones funcionales y alteran la biomecánica articular [55][118][139][161][197][224][256]. McMahon y Greene [118][149], pioneros en la investigación de las superficies para mejorar la mecánica de la carrera y prevenir lesiones, hallaron que las superficies de una determinada dureza eran óptimas para controlar las fuerzas verticales máximas y el tiempo de contacto y, al mismo tiempo, aumentar la longitud de la zancada y mejorar el rendimiento. Las Universidades de Harvard y Yale construyeron pistas de atletismo de estas características y lograron aumentar la velocidad de carrera un 2-3% y reducir las lesiones ocurridas en un 50% [118][149].

5.3 ACERCA DE LA EVALUACIÓN DE LA PRUEBA DE MARCHA

La cinética de la marcha ha sido muy estudiada y es bien conocida. La forma de las gráficas fuerza - tiempo es homogénea en la población y varía

poco de unas personas a otras, precisando de graves alteraciones para marcar diferencias importantes. Sin embargo, hay variables que pueden ser de interés para el estudio de diferencias patológicas. Nuestros resultados, en una población control de ambos sexos y edades diferentes, son similares a los publicados [80][184]. Grabiner et al. [83] y Keller et al. [117], encontraron fuerzas ligeramente elevadas, con un valor máximo de 120% del peso. Chao et al. [40] realizaron el estudio más amplio en una población de ambos sexos (n=107) y encontraron fuerzas entre 110% y 130% en hombres y mujeres [40].

La duración relativa de las fases de apoyo, oscilación y doble apoyo en la prueba de marcha fue de 55:45:11. La duración teórica de estas fases se ha definido previamente en la literatura como de 60:40:10 [184]. Pero para valorar la duración de las fases debemos considerar la influencia de la velocidad que, al aumentar, disminuye la duración de la fase de apoyo [184][208][238].

El tiempo de cambio de dirección de las fuerzas antero - posteriores expresa la duración de las fases de frenado (fuerzas posteriores) y propulsión (fuerzas anteriores) y están condicionadas por las aceleraciones y desaceleraciones de la marcha [121][146][185]. En nuestro estudio, el tiempo medio de cambio de dirección se produjo en el 26% del tiempo total, que corresponde a una duración mayor de la fase de propulsión en el ciclo de marcha (74%TT) y las fuerzas posteriores de impulso fueron mayores que las anteriores. Según Peterson et al. [185], el “impulso” o área bajo la curva de las fuerzas antero - posteriores presenta una relación

positiva con la velocidad, y es mayor en las fuerzas de frenado, que disminuyen a medida que aumenta la velocidad de la marcha [185]. La mayor duración y magnitud de las fuerzas de propulsión en nuestro estudio son consecuencia de que la velocidad de los sujetos no fue constante.

No está establecido si la velocidad debe ser un factor controlado en las pruebas cinéticas [117][146][193][259] y algunos autores consideran la velocidad como una variable más de estudio [115][218][259]. Así, en condiciones patológicas, los sujetos modifican su velocidad para adaptarse a su situación funcional y controlar la magnitud de las fuerzas. Zeni y Higginson [259], en la marcha en pacientes con artrosis de rodilla, encontraron una disminución de la magnitud de las fuerzas y alteraciones del patrón de marcha que se relacionaban con una disminución de la velocidad. Además, en las patologías unilaterales, los cambios de velocidad de la marcha de una extremidad obligan a disminuir la velocidad de la extremidad contralateral.

Desde nuestro punto de vista, la velocidad debe ser libre [14][80][146][185][259] pues controlar la velocidad interfiere en las condiciones de valoración y obliga a modificar el patrón de movimiento. La velocidad es una característica personal en función de las condiciones morfológicas y de fuerza muscular de cada persona y la simetría y estabilidad de las variables analizadas en relación a la velocidad son óptimas para permitir caminar a velocidad libre [80]; controlarla obliga a modificar las condiciones de la marcha normal.

La deficiencia del LCA produce alteraciones características en el patrón cinético de la marcha normal [17][26][53][90][138][169][198][202][216][217]. Shelburne et al. [216], determinaron que las mayores fuerzas ejercidas sobre el LCA durante la marcha (303 N) ocurren en el comienzo de la fase de apoyo monopodal, con el despegue de dedos contralateral, y coinciden con el valor máximo de fuerzas de reacción en el estudio cinético. Según estos resultados, las mayores cargas sobre el ligamento en la prueba de marcha corresponden con nuestra variable F3_M que representa el segundo pico de fuerzas máximas en la marcha.

Además, los pacientes sin LCA o con un ligamento deficiente adaptan su estrategia para generar fuerzas menores en el contacto con el suelo [26][202][217]. Bulgheroni et al. [25] estudiaron la marcha en hombres sintomáticos con un LCA deficiente (n=10) e inestabilidad anterior, respecto a un grupo control (n=10), encontrando patrones distintos en los sujetos con LCA deficiente, con fuerzas verticales que presentaron una disminución significativa de los dos picos máximos, asociada a una disminución de las fuerzas horizontales de propulsión, un aumento de las fuerzas anteriores en la fase previa de la oscilación y un aumento del componente lateral en toda la fase de apoyo.

En otro estudio, Bulgheroni et al. [26] en 15 pacientes evaluados tras la reconstrucción del LCA mediante técnica HTH, con un tiempo de evolución de 17 meses, y un grupo control (n=5) observaron que las fuerzas de reacción en el grupo reconstruido se habían normalizado respecto a las del grupo control, al igual que los momentos de fuerza en el plano sagital que

resultaron también similares a los del grupo control. Según los autores, al recuperar la estabilidad tras el tratamiento, el patrón protector de marcha con fuerzas de menor magnitud ya no resulta necesario lo que lleva a su normalización. Los estudios de Bulgheroni et al. [25][26], Lindstrom et al. [138] y Roewer et al. [198] demuestran que, en los sujetos lesionados sin inestabilidad funcional, las alteraciones cinéticas con menores fuerzas de reacción en la marcha se normalizan tras el tratamiento. Por el contrario, en los pacientes con inestabilidad funcional las alteraciones pueden persistir años después de la lesión.

En pacientes con síndrome fémoropatelar en pruebas de marcha, Levinger et al. [134] encontraron también fuerzas significativamente menores en el grupo lesionado respecto a un grupo control. Sin embargo, los estudios del síndrome fémoropatelar se han dedicado fundamentalmente al análisis de la cinemática, la electromiografía o los momentos articulares y apenas existen datos directos sobre las fuerzas de reacción [11][134].

En el estudio de nuestro grupo realizado en pacientes con rotura del LCA [140], formado por hombres adultos (n= 45) de 34 años de edad media, los resultados coinciden con los hallados por Bulgheroni et al. [25]. En la prueba de marcha, las fuerzas verticales fueron de menor magnitud en el lado lesionado (F1_M 95,51% PC; F3_M 96,93% PC) respecto al lado contralateral (F1_M 99,81% PC; F3_M 100,39% PC), y, en ambos lados, las fuerzas fueron menores a las encontradas en la población control (F1D_M 102% PC y F1I_M 103% PC; F3D_M 103% PC y F3I_M 102% PC). Por el contrario, en los tiempos de apoyo no existieron en la prueba

de marcha del lado lesionado diferencias significativas respecto al lado contralateral y existió una duración relativa de la fase de apoyo del 55%, que fue el mismo valor encontrado en nuestra población control. En las fuerzas y tiempos en el plano horizontal existieron también fuerzas antero - posteriores menores en el lado LCA deficiente (FAP1_M 12,39% PC; FAP2_M 16,95% PC) y el contralateral (FAP1_M 14,36% PC; FAP2_M 17,71% PC) y una duración mayor de la fase de frenado (55,42%) en el lado lesionado.

5.4 ACERCA DE LA EVALUACIÓN DE LAS PRUEBAS DE CARRERA Y “SPRINT”

Los corredores entrenados adaptan su estrategia articular para mantener las fuerzas de impacto constantes, ajustándose a los cambios en las superficies y al tipo de calzado [52][55][118][123][149][171][188]. Kong et al. [123], en un grupo de corredores, analizaron las alteraciones biomecánicas producidas al correr con una zapatilla nueva o desgastada y con tres tipos diferentes de acolchados (aire, gel o muelles); mostraron que el desgaste de la zapatilla conlleva, independientemente del tipo de superficie, ajustes en la cinemática articular que los corredores adoptan para mantener constantes las fuerzas sobre el suelo.

Las fuerzas en la prueba de carrera tienen magnitudes dos veces superiores a las de la prueba de marcha [117][135]. Las fuerzas en nuestra prueba de carrera fueron también de una magnitud similar a las encontradas en la bibliografía [23][30][117][157]. Además, se ha demostrado que las variables cinéticas aumentan de forma lineal al

aumentar la velocidad de carrera [117][246][259] y nuestra prueba de carrera correspondió con una velocidad de carrera lenta estimada de 2,18 m/s. Keller et al. [117] analizaron la cinética de la carrera a distinta velocidad, entre 1,5 y 8 m/s, en un grupo de 13 hombres y 10 mujeres. A velocidad lenta, correspondiente al intervalo entre 1,5 m/s y 3 m/s, más del 80% de los sujetos realizaba el contacto inicial con el talón y el patrón de fuerzas a esta velocidad correspondía a una gráfica en doble pico. Al aumentar la velocidad las gráficas presentaron un pico único, realizando el contacto mayoritariamente con el mediopié o el antepié. Las fuerzas en el análisis cinético aumentaban linealmente con la velocidad desde 210% PC a 3 m/s hasta un máximo de 254% PC a 6 m/s. En nuestro estudio el 80% de los sujetos presentaron el patrón típico en doble pico descrito por Cavanagh et al. [29] como característico de los corredores que realizan el contacto inicial con el talón. Los demás sujetos presentaron un patrón con un único pico máximo identificable que correspondería con el contacto e impulso con el mediopié. Los corredores adaptan su estilo propio de carrera para controlar el impacto sobre las articulaciones; el contacto con el mediopié se considera ventajoso biomecánicamente, dado que al generar un único pico de fuerzas, el impacto y las cargas totales sobre el miembro inferior son menores en cada apoyo [136].

La duración de las fases de apoyo, oscilación y suspensión en la prueba de carrera fue de 45:55:12, de duración inversa a la de la marcha (55:45:11). En el plano vertical en la carrera, no vimos diferencias en la duración de las fases de apoyo monopodal del lado derecho e izquierdo. Sin embargo,

encontramos diferencias en las variables de tiempo en el plano antero - posterior. El cambio de dirección de las fuerzas antero - posteriores se produjo en el 23% del tiempo total de apoyo en el lado derecho y en el 15% del tiempo en el lado izquierdo. La fase de frenado fue significativamente menor en el lado izquierdo que corresponde con el segundo paso de carrera sobre las plataformas. Logan et al. [139] y Peterson et al. [185] estudiaron la marcha y la carrera a máxima velocidad y demostraron una relación directa entre la velocidad y el impulso de frenado y propulsión, que era mayor con la fase de frenado. Nuestros resultados muestran que la fase de frenado fue menor en cada paso, lo que indica que los sujetos de estudio no realizaron la prueba de carrera a velocidad constante.

Li y Hamill [135], y Munro et al. [157] analizaron la carrera a velocidad constante y obtuvieron valores simétricos de 48-50% del tiempo total en el punto neutro, de cambio de dirección las fuerzas antero - posteriores, con pequeñas diferencias lado - lado. Sin embargo, los autores realizaron múltiples ensayos para seleccionar las pruebas en las que la velocidad horizontal era constante, lo que resulta costoso y difícil de reproducir en la práctica clínica.

En nuestro protocolo no controlamos la velocidad de carrera y valoramos las pruebas a la velocidad libremente elegida por los participantes. Otros estudios controlan la velocidad con cintas deslizantes instrumentadas [23] [6][125][185][196][246] que reproducen con aceptable precisión y fiabilidad la medición de las fuerzas de reacción en plataformas convencionales, pero ese tipo de equipos están aún poco extendidos.

Las condiciones restringidas de nuestro laboratorio no permiten analizar la carrera a velocidades máximas. Como parte del protocolo, la prueba de “*sprint*” en el sitio, sin ningún desplazamiento, resulta interesante para valorar las condiciones de esfuerzo explosivo y mantenido en el tiempo (5 s) a la velocidad máxima posible. Las fuerzas generadas en esta prueba fueron menores a las encontradas en la carrera. Los resultados de esta prueba no son asimilables a las fuerzas generadas en el “*sprint*” en carrera a velocidades máximas, en la que se alcanzan valores mayores. Weyand et al. [246] recogieron fuerzas verticales máximas de 210% del peso a 9 m/s de carrera máxima, Munro et al. [157] registraron fuerzas máximas de contacto de 232% y de impulso de 283% del peso a 5 m/s [157]. Por su parte, Keller et al. [117] encontraron valores de 254% del peso en mujeres y del 246% del peso en hombres, a 4,5 m/s y 5 m/s, respectivamente. Lees y Bouracier [132] no observaron diferencias en la fuerza máxima vertical o el índice de carga entre corredores experimentados o no, pero sí respecto al estilo y la variabilidad, presentando los corredores inexpertos menor economía en el movimiento.

Bredeweg et al. [23] estudiaron la magnitud de las fuerzas de impacto en la carrera en corredores inexpertos y encontraron que las fuerzas eran mayores en los corredores que sufrían lesiones por sobreuso que en los que no se lesionaban (224% PC / 211% PC). Estas diferencias, del 13% del peso, no fueron estadísticamente significativas, pero sin embargo sí resultaron clínicamente relevantes.

Zadpoor et al. [255] realizaron un meta-análisis de estudios sobre fracturas de estrés, principalmente de la tibia, en corredores y encontraron diferencias significativas con un mayor índice de carga en pruebas de carrera en los lesionados. Respecto a la magnitud de las fuerzas de reacción los estudios revisados mostraban diferencias con fuerzas mayores o menores en los lesionados. Los antecedentes de fracturas de estrés previas, la mayor magnitud de las cargas internas o el menor diámetro óseo en los pacientes con fracturas de estrés podrían explicar, según los autores, que las fuerzas en pacientes con fracturas de estrés resulten, de menor magnitud.

Duffey et al. [58] realizaron un estudio sobre 99 corredores con dolor fémoropatelar que compararon con un grupo control de 70 corredores y encontraron también fuerzas de menor magnitud en el grupo lesionado. Los autores plantean que esto pueda ser el resultado de un mecanismo de adaptación para disminuir las cargas, pero así mismo plantean que es posible que las fuerzas de reacción, por sí solas, sean variables poco determinantes para la valoración del síndrome fémoropatelar.

Rudolph et al. [202] realizaron pruebas cinéticas de carrera en grupos de pacientes con lesiones crónicas del LCA de 1 año de evolución, divididos según su nivel de adaptación funcional en tolerantes (n=11) y no tolerantes (n=10), y respecto a un grupo control (n=10); encontraron que tanto los tolerantes como los no tolerantes presentaron menor velocidad y menores fuerzas que el grupo control, aunque los no tolerantes presentaron las mayores diferencias y las mayores asimetrías. Los no tolerantes

presentaron fuerzas significativamente menores en el lado lesionado que en el contralateral (208% PC / 215% PC) y los tolerantes presentaron menores diferencias entre el lado lesionado y el contralateral (217% PC / 220% PC) que fueron análogas a las encontradas en el grupo control (232% PC / 235% PC), aunque las fuerzas fueron menores. López Hernández et al. [140] analizaron también la prueba de “*sprint*” en el grupo de pacientes con lesión del LCA, encontrando fuerzas verticales máximas menores en el lado lesionado que en el contralateral (179% PC / 185% PC). Estos resultados fueron también menores a los de nuestra población control (FmaxD_SPR 185% PC, FmaxI_SPR 191% PC), especialmente en el lado lesionado.

Hackney et al. [87] analizaron la carrera en 7 pacientes después de la reparación del LCA tras completar el tratamiento rehabilitador y a las dos semanas del comienzo de su entrenamiento en carrera (67 días de media) para determinar posibles cambios en las fuerzas de reacción ante diferentes superficies relacionados con alteraciones en la propiocepción en el ligamento lesionado. Utilizaron plantillas instrumentadas acopladas a zapatos con suela blanda y suela dura; en el lado intervenido vieron diferencias significativas en las fuerzas al modificar las superficies. Al contrario, en el grupo control y en el lado contralateral a la lesión, las fuerzas se mantenían constantes independientemente de la dureza de la superficie. Los autores plantean que estas alteraciones puedan ser debidas a déficits en la función propioceptiva del LCA o en la regulación de la respuesta motora no recuperados tras la cirugía.

5.5 ACERCA DE LA EVALUACIÓN DE LAS PRUEBAS DE SALTO

La recepción del salto representa especial riesgo de lesiones porque exige controlar importantes fuerzas en una situación de equilibrio inestable [244] y, prueba de ello, es la prueba donde las fuerzas alcanzan mayores magnitudes. Las fuerzas mayores las encontramos en la prueba de salto vertical (FrecepD_SV 277% PC y Frecepl_SV 278% PC), seguidas por las de las pruebas de salto monopodal (F1D_SM 271% PC y F1I_SM 273% PC), que fueron mayores que las fuerzas de la prueba de carrera. El salto desde el primer cajón (tipo “*drop jump*”) fue el que demostró una recepción más suave, con menores fuerzas (FrecepD_SC 202% PC y Frecepl_SC 199% PC). En todos los saltos las fuerzas de recepción fueron mayores que las fuerzas de impulso.

Las mayores fuerzas de impulso fueron las de las pruebas de salto monopodal que fueron también mayores a las fuerzas de impulso de la carrera. Las pruebas de salto monopodal y de carrera presentan analogías debido a que las dos requieren realizar un impulso hacia delante con apoyo monopodal. Nuestros resultados coinciden con los de Weyand et al. [246], que estudiaron las características cinéticas de las pruebas de carrera y salto monopodal a velocidades máximas y encontraron fuerzas mayores (diferencias del 63% del peso) en las pruebas de salto monopodal. En nuestras pruebas de salto no existieron diferencias lado - lado significativas en ninguna de las variables cinéticas fuerza - tiempo, lo cual resulta de mucho interés para el análisis bilateral y la valoración de lesiones.

También en las pruebas de salto las variables cinéticas de nuestro estudio han demostrado una relación con la función del LCA. En un estudio

experimental, Cerulli et al. [31] colocaron un transductor intraarticular en el LCA y midieron en plataformas de fuerza las fuerzas de recepción generadas en el salto vertical, encontrando una relación entre el pico máximo de fuerzas verticales en la recepción y las fuerzas de máxima elongación en el LCA.

Taylor et al. [232] demostraron la relación entre las fuerzas máximas de recepción y los valores máximos de distensión del LCA durante el salto. Para ello desarrollaron un modelo dinámico experimental en el que integraron el análisis cinético y tridimensional del movimiento en pruebas de salto vertical con imágenes fluoroscópicas y de resonancia magnética. Midieron las solicitaciones sobre el LCA según el cambio de longitud del ligamento en las pruebas de imagen y analizaron su relación con el ángulo de flexión de la rodilla y las fuerzas de reacción. La máxima distensión del ligamento (12%) se producía instantes antes de la recepción del salto, cuando la flexión de rodilla era menor, pero en el contacto con el suelo se producía otro valor máximo de distensión del ligamento que coincidía con el valor máximo de las fuerzas de reacción en la recepción. Al progresar la fase de recepción y aumentar la flexión de la rodilla, disminuían progresivamente las fuerzas de reacción y la distensión del ligamento. Los resultados de estos trabajos sugieren que existe una relación funcional entre las fuerzas máximas de recepción y las máximas solicitaciones sobre el LCA [31][232].

En la valoración del grupo LCA deficiente realizada por nuestro grupo [140], las pruebas de salto del protocolo cinético mostraron las mayores

alteraciones, respecto a la evaluación de las otras pruebas y, también, con relación a los resultados obtenidos en nuestro trabajo en la población control. En la prueba de salto vertical en el grupo control las fuerzas de recepción e impulso no han mostrado diferencias significativas lado - lado, con diferencias de simetría de 1% y 3% PC, respectivamente. Las fuerzas de recepción del salto vertical en el grupo lesionado fueron también simétricas lado - lado, con diferencias del 1% PC entre las fuerzas que no resultaron significativas. Sin embargo, en el grupo lesionado, las fuerzas de recepción fueron menores que las de la población control, con diferencias de una magnitud del 45% del peso, y las fuerzas de impulso presentaron una asimetría significativa ($p \leq 0,0001$) con menores fuerzas en el lado lesionado, mientras que las fuerzas del lado contralateral mostraron un valor próximo al observado en el grupo control.

Las variables de tiempo en las pruebas de salto vertical fueron completamente simétricas en la población control y en el grupo lesionado mostraron diferencias de sólo 0,01 s, aunque el grupo lesionado realizó saltos de menor duración (0,46 s / 0,41 s) [140].

En la prueba de salto con cajón de los pacientes con lesión del LCA [140], las fuerzas de recepción fueron significativamente menores en el lado lesionado respecto al contralateral y fueron a su vez menores que las encontradas en nuestro grupo control, que no presentó diferencias significativas lado - lado. Las fuerzas de impulso en el lado lesionado fueron también significativamente menores que las del contralateral que, a su vez, fueron de una magnitud similar a las del grupo control. Los tiempos

de apoyo de la prueba de salto con cajón fueron simétricos en la población control y en el grupo lesionado presentaron diferencias de tan solo 0,01 s, pero el tiempo de apoyo en la recepción de este salto (tipo “*land and go*”) fue mayor en el grupo lesionado que en la población control, e indicaría que el grupo lesionado precisó más tiempo para estabilizar las fuerzas en la recepción.

En las pruebas de salto monopodal las fuerzas en el grupo LCA deficiente [140] fueron menores en el lado lesionado respecto al contralateral y menores que las del grupo control. El tiempo de apoyo en el lado lesionado fue significativamente mayor que en el lado contralateral ($p=0,044$). Los tiempos de apoyo en la población control fueron iguales (0,30 s) en el salto en ambos lados y más breves. A pesar de ser saltos independientes, en la población control no existieron diferencias significativas lado - lado en las fuerzas o los tiempos de apoyo, pero en el grupo lesionado [140] las fuerzas fueron menores en ambos lados, especialmente en el lesionado, e igualmente los tiempos de apoyo necesarios para controlar la estabilidad y el movimiento fueron mayores.

En el grupo LCA deficiente [140] las mayores asimetrías entre las fuerzas del lado lesionado y el contralateral se producen en las pruebas de salto con cajón, tanto en las fuerzas de recepción como en las de impulso. Este salto de mayor dificultad y coordinación supone una prueba para la estabilidad dinámica. En el salto vertical, las asimetrías fueron significativas sólo en las fuerzas de impulso y, en el salto monopodal, sólo en los tiempos de apoyo. No obstante, en todas las pruebas de salto existieron

importantes diferencias entre los resultados del grupo lesionado y nuestro grupo control. En los lesionados las fuerzas fueron menores, de forma bilateral, y los tiempos de apoyo fueron mayores. Las mayores diferencias entre el lado lesionado y el grupo control las encontramos en las fuerzas de recepción de los saltos, que presentaron diferencias de alrededor del 40% del peso; concretamente un 45% menores en el salto vertical, un 43% en el salto monopodal y un 40% del peso en el salto con cajón. Las diferencias en los tiempos de apoyo entre el lado lesionado y el grupo control fueron de 0,18 s en el salto con cajón y 0,14 s en el salto monopodal.

5.6 ACERCA DE LA VALORACIÓN DEL PROTOCOLO CINÉTICO EN FUNCIÓN DEL SEXO

En nuestro estudio hemos valorado ambos sexos para conocer las diferencias entre los resultados porque con frecuencia los estudios cinéticos no consideran estas diferencias o analizan hombres o mujeres exclusivamente.

En la prueba de marcha las fuerzas verticales y antero - posteriores fueron mayores en la mujer, pero las diferencias, de una magnitud de un 2% y un 7% del peso, no fueron significativas y sólo las fuerzas máximas antero - posteriores de propulsión mostraron una diferencia cercana a la significación estadística ($p=0,067$). Sin embargo, el tiempo de apoyo izquierdo en la marcha fue significativamente menor en las mujeres ($p=0,026$) y, dado que éstas generaron mayores fuerzas, el resultado podría indicar la existencia de un mayor índice de carga en las mujeres.

Nuestros resultados coinciden con diversas publicaciones [45][49][135][208] que encuentran fuerzas mayores en la mujer en pruebas de marcha. Chung y Wang [49] analizaron la marcha a diferentes velocidades en un grupo de hombres y mujeres con edades entre 20 y 60 años, viendo mayores fuerzas en las mujeres, con diferencias del 6% del peso entre las fuerzas de contacto ($p < 0,05$) y del 10% del peso entre las fuerzas de impulso ($p < 0,01$). Al analizar los patrones de movimiento y electromiográficos en la marcha encontraron también diferencias entre los sexos en los mecanismos de adaptación al cambio de velocidad. Según Chiu y Wang [45], las mujeres, al contrario que los hombres, tienden a aumentar la velocidad de la marcha aumentando la longitud de la zancada en lugar de la cadencia, lo que da lugar a mayores fuerzas de reacción [45]. Por el contrario, Chao et al. [40], en 104 sujetos (55 mujeres y 52 hombres) no vieron diferencias en las fuerzas de impulso en la marcha que fueron en ambos sexos de 112% PC y Keller et al. [117] demostraron que estas diferencias varían en función de la velocidad.

Los estudios realizados en la carrera en relación a las diferencias entre sexos se han centrado, en su mayoría, en la cinemática [10][48][143][219]. Los estudios cinemáticos han señalado que la estrategia articular del movimiento durante la marcha es diferente en el hombre y en la mujer [47][65][120][148][162][221]; la mujer, en la fase de apoyo, presenta mayor flexión, adducción y rotación interna de la cadera, mayor inclinación anterior de la pelvis y un mayor valgo de la rodilla. Las características diferenciales de la estructura anatómica, como el mayor diámetro de la

pelvis y el mayor ángulo de valgo fisiológico de la rodilla, condicionan estas diferencias [47][65][120].

Malinzak et al. [143] analizaron en un grupo de atletas no profesionales de ambos sexos la cinemática de la rodilla y la actividad electromiográfica durante la carrera y en los saltos con cambio de dirección, y determinaron que las mujeres presentaban menores ángulos de flexión de rodilla, mayor valgo y mayor activación del m. cuádriceps que los hombres. La menor flexión en la rodilla durante el movimiento se ha relacionado con una menor atenuación del impacto y un aumento de las fuerzas de reacción [29][50][212][260]. Barrett et al. [10], por su parte, estudiaron la cinemática del tobillo, la rodilla y la cadera en la carrera a diferentes velocidades y encontraron que, al aumentar la velocidad, las mujeres presentaban menor variabilidad en el movimiento articular. Una menor capacidad en las mujeres para adaptarse al cambio de velocidad durante la carrera estaría asociada con una deficiente atenuación del impacto y mayores solicitaciones articulares [10].

También sabemos que las diferencias sexuales determinan otras alteraciones relacionadas con los sistemas de control neuromuscular. Nigg et al. [162] analizaron las alteraciones que se producían en la marcha al caminar con un zapato inestable y encontraron diferencias entre sexos en la estrategia articular de adaptación elegida. Igualmente, en condiciones patológicas, McKean et al. [148] estudiaron la marcha en pacientes con artrosis moderada de rodilla y vieron que las mujeres con artrosis utilizaban un patrón biomecánico diferente al del grupo control de mujeres sin

patología, con diferentes ángulos de flexión y momentos externos en la rodilla. Los hombres con artrosis, por el contrario, presentaban el mismo patrón biomecánico que los del grupo control. Estas diferencias entre ambos sexos no se asociaron al dolor, la afectación articular, la fuerza o las características antropométricas de los sujetos.

Los resultados en la prueba de carrera en relación al sexo fueron análogos a los de la marcha. Las mujeres presentaron mayores fuerzas, especialmente en el lado izquierdo, aunque las diferencias no fueron estadísticamente significativas. Las fuerzas de impulso en este lado mostraron diferencias próximas a la significación estadística. Al igual que en la prueba de marcha, encontramos diferencias significativas en el tiempo de apoyo unipodal izquierdo que fue también de menor duración en la mujer ($p=0,026$). De nuevo la generación de mayores fuerzas en menor tiempo podría indicar en la mujer un mayor índice de carga e influir en el riesgo de lesiones.

Respecto a la carrera, Keller et al. [117] estudiaron un grupo de 13 hombres y 10 mujeres a diferentes velocidades de carrera encontrando diferencias significativas entre ambos en la magnitud de las fuerzas de reacción; en las mujeres estaban en un rango de 115% PC a 1,5 m/s a 254% PC a 4,5 m/s y en los hombres el rango fue de 123% PC a 1,5 m/s hasta 246% PC a 5 m/s. Las fuerzas fueron menores en las mujeres, excepto a la mayor velocidad, donde las mujeres ejercieron mayores fuerzas, a pesar de que su velocidad máxima fue menor. Estos autores observaron que las fuerzas y la velocidad presentaban, en ambos sexos,

una relación lineal y concluyeron que podrían establecerse patrones de fuerzas similares entre hombres y mujeres, considerando la influencia de la velocidad.

Por su parte, Morley et al. [156] estudiaron las fuerzas medio - laterales en la carrera, en corredores de ambos sexos, y en relación con los diferentes grados de pronación del pie, sin encontrar diferencias entre sexos en la magnitud de estas fuerzas y tampoco vieron una relación de las fuerzas medio - laterales y los diferentes grados de pronación.

En la prueba de “*sprint*” encontramos las mayores diferencias en la valoración de las fuerzas en relación al sexo. Las fuerzas máximas en las mujeres en esta prueba fueron significativamente mayores que en los hombres, con diferencias de una magnitud de aproximadamente el 25% del peso en ambos lados. Las mujeres utilizaron mayores fuerzas para conseguir un peor resultado en la ejecución de esta prueba de mayor exigencia, realizaron un número de ciclos de pateo significativamente menor y demostraron una peor capacidad para el control de las cargas. Para la valoración del protocolo en la práctica clínica resulta necesario tener en cuenta estas diferencias respecto al sexo.

En la evaluación de las pruebas de salto del protocolo, las mujeres presentaron fuerzas mayores, especialmente en la fase de recepción y en las pruebas de salto monopodal. Las pruebas de salto y las diferencias en la biomecánica en relación al sexo han sido muy estudiadas, especialmente en relación con la alta incidencia de roturas del LCA en mujeres [95]. Nuestros resultados en las pruebas de salto respecto al sexo

están en consonancia con lo publicado en adultos jóvenes y adolescentes [88][95–99][248], viendo mayores fuerzas de recepción en las mujeres en las diferentes pruebas de salto.

En la prueba de salto vertical encontramos que el tiempo de suspensión en el aire fue significativamente mayor en el hombre que en la mujer ($p=0,000$). El tiempo de vuelo en el salto vertical se ha relacionado con la altura del salto y también con su calidad [61][199][234][239][252][253][260]. Según este principio, los hombres realizaron mejores saltos y, sin embargo, no generaron fuerzas verticales significativamente mayores. Por el contrario, las fuerzas de impulso y recepción del lado derecho fueron mayores en las mujeres.

En la prueba de salto con cajón las fuerzas de recepción fueron también mayores en las mujeres en ambos lados y, en el lado derecho, mostraron una tendencia a la asociación estadística ($p=0,067$).

Las mayores diferencias en cuanto al sexo las encontramos en las pruebas de salto monopodal; las fuerzas de recepción del lado derecho fueron significativamente mayores en las mujeres y las fuerzas del lado izquierdo, tanto de recepción como de impulso, fueron también mayores en las mujeres, aunque las diferencias no fueron significativas. No hubo diferencias entre sexos en los tiempos en este salto. Wikstrom et al. [248] estudiaron 40 universitarios deportistas aficionados (20 mujeres, 20 hombres, con 22 años de edad media) con pruebas de salto vertical con recepción unipodal, encontrando, como en nuestro estudio, fuerzas de recepción significativamente mayores en las mujeres. La recepción

unipodal implica mayor dificultad para la estabilidad y el control de las fuerzas de reacción y se relaciona con el mecanismo lesional del LCA [129][212][244]. Wikstrom et al. [248] sostienen que el salto monopodal hacia delante es una prueba difícil y exigente para controlar y coordinar las fuerzas por lo cual alteraciones que no son significativas en otras pruebas pueden resultar evidentes en las pruebas de mayor dificultad, como confirmamos en nuestro estudio en las mujeres en las pruebas de salto monopodal, salto con cajón o en la prueba de “*sprint*”.

Harrison et al. [88] y Hewett et al. [96–99] estudiaron grupos de adolescentes de ambos sexos con pruebas de salto vertical y recepción monopodal y también encontraron fuerzas mayores en las mujeres. Harrison et al. [88] en 109 adolescentes deportistas (49 mujeres y 60 hombres) con pruebas de saltos verticales repetidos durante 15 segundos, encontraron que las fuerzas en la recepción eran 1,5 veces mayores en las mujeres a pesar de que la altura de sus saltos fue un 50% menor y que presentaban mayor índice de carga. En otros estudios con pruebas de salto tipo “*drop jump*” se han encontrado fuerzas en la recepción mayores en las mujeres [119][180][192][206][212]. Schmitz et al. [212] estudiaron también saltos tipo “*drop jump*” desde un cajón de 30 cm de altura, en 28 jóvenes universitarios (14 mujeres, 14 hombres, 23 años de edad media), demostrando diferencias significativas en las fuerzas de recepción, que fueron mayores, de una magnitud de un 9% del peso, en las mujeres.

También se han publicado resultados diferentes, especialmente en las pruebas de salto vertical. Abián et al. [1] en jóvenes universitarios

deportistas (291 hombres y 91 mujeres), analizaron una prueba de salto vertical para alcanzar altura máxima y encontraron en la recepción fuerzas verticales mayores en los hombres, pero también vieron que la altura de los saltos masculinos fue significativamente mayor. Stephens et al. [229] analizaron pruebas de salto vertical unipodal y bilateral en hombres y mujeres jugadores de voleibol, hallando en la recepción fuerzas y momentos articulares mayores en los hombres, pero también los hombres realizaron saltos significativamente más altos, especialmente con la pierna dominante.

Nuestros resultados en las pruebas de salto vertical indican que los hombres realizaron saltos de mayor duración y, presumiblemente, de mayor altura pero, al contrario que algunos autores [1][229], no encontramos diferencias en la magnitud de las fuerzas, lo que sugiere que los hombres utilizaron mejores estrategias de absorción del impacto.

Decker et al. [50] realizaron pruebas de salto tipo “*drop jump*” desde 60 cm en un grupo de deportistas aficionados jóvenes (12 hombres, 9 mujeres, 27 años de edad media) sin encontrar diferencias cinéticas entre ambos sexos. Sin embargo, en la cinemática vieron que las mujeres flexionaban menos la rodilla en la recepción del salto y había una mayor contracción de los músculos flexores plantares para amortiguar el impacto; por el contrario, los hombres, lo amortiguaban contrayendo los músculos extensores de la cadera; de modo, que las fuerzas se amortiguan con estrategias diferentes. Los estudios cinemáticos muestran que las mujeres en el salto tienden a controlar menos la energía del impacto al caer con las

extremidades inferiores menos flexionadas, de hecho, la articulación del tobillo presenta una mayor flexión plantar, es decir está más extendida, y con mayor valgo de rodilla, mayor adducción y rotación interna de la cadera [41][50][69][96][112][133][165][183][206][212][248][258].

Hewett et al. [95] describen, en mujeres adolescentes y en relación a la práctica deportiva, cuatro patrones funcionales en la recepción del salto relacionados con un mayor riesgo de lesión, particularmente en la rotura del LCA, denominados “ligamento dominante”, “cuádriceps dominante”, “lado dominante” y “tronco dominante”. El patrón “ligamento dominante”, ocurre cuando el control de la musculatura es insuficiente para atenuar las fuerzas en la recepción, generando una mayor demanda en la articulación y sobre las estructuras ligamentosas, que deben absorber mayores fuerzas, aumentando el riesgo de rotura [95][100]. La adecuada atenuación del impacto en la recepción requiere la acción coordinada de los músculos de la cadena cinética posterior, m. isquiotibiales, m. glúteos (mayor y medio) y m. tríceps sural. Una mayor activación del m. cuádriceps para estabilizar las fuerzas en la rodilla, que predomina sobre la de los músculos de la cadena cinética posterior, define el patrón “cuádriceps dominante”, más característico de las mujeres, que condiciona una posición de menor flexión en la recepción y es un factor importante en la patogenia de lesión del LCA [69][95][99][112][176][221][222][258]. La coactivación coordinada de los m. isquiotibiales es necesaria para atenuar las fuerzas de impacto y reducir la tensión sobre el LCA al traccionar la tibia hacia atrás. Chappell et al. [41][43] y Shultz et al. [221] encontraron que, en la recepción, las

mujeres presentan en la rodilla un momento extensor asociado a una mayor activación del m. cuádriceps, mayores fuerzas de desplazamiento anterior y menor activación de los m. isquiotibiales, mientras que los hombres, al contrario, presentan un mayor momento flexor y mejor control del movimiento en la recepción, con mayores ángulos de flexión [41][43][221]. Así mismo, durante la recepción, los hombres activan sus m. isquiotibiales tres veces más que las mujeres [98].

Por su parte, el patrón “lado dominante” define la existencia de asimetrías funcionales como factor de riesgo para las lesiones y se fundamenta en que en el miembro inferior habitualmente existe una pierna inconscientemente “preferida” para la realización de los movimientos deportivos [95]. Sin embargo, según nuestro conocimiento, no se ha demostrado en estudios de las variables cinéticas la existencia de mayores asimetrías en la mujer que en el hombre [50][88][96][191][229][262]. La persistencia de patrones compensadores de movimiento y asimetrías después de una lesión se han relacionado con el mayor riesgo de artrosis, rerroturas o producción de lesiones meniscales [46][95][158][182][187].

Es por esto que la prevención de las lesiones del miembro inferior pone de manifiesto la importancia del control de la musculatura y la propiocepción del tronco (“core”) para controlar el movimiento [21][73][151][257]. En el tronco se encuentra el centro de gravedad que recibe el impacto de las fuerzas de reacción, por lo que su control resulta vital para el control de las fuerzas. En este contexto, el patrón “tronco dominante” se define por la incapacidad para controlar correctamente la musculatura del tronco en las

tres direcciones del espacio [95]. En el mecanismo habitual de rotura del LCA, la recepción de un salto, habitualmente sobre un lado, en una posición de relativa extensión y con el tronco en una posición lateral, produce el colapso en valgo de la rodilla y las fuerzas antero-laterales rompen el ligamento. La recepción monopodal tiene un riesgo mayor dado que el ligamento soporta todo el peso corporal en una posición inestable [19][181][244].

5.7 ACERCA DE LA INFLUENCIA DE LA EDAD

Entre los grupos de edad, establecidos aleatoriamente, de nuestro estudio, no encontramos diferencias significativas en los resultados de las pruebas de marcha, carrera, “*sprint*” o salto vertical, y sólo existieron diferencias significativas en las pruebas de salto con cajón y salto monopodal en las que encontramos fuerzas mayores en los sujetos más jóvenes.

En la carrera, las fuerzas de impulso fueron mayores en los más jóvenes, con diferencias del 4% y 7% del peso en cada lado. Igualmente, en la prueba de “*sprint*” las fuerzas fueron mayores (5% del peso) en el grupo más joven, pero las diferencias no fueron estadísticamente significativas. Estos resultados coinciden con las observaciones de Korhonen et al. [124] que en la cinética de la carrera, en adultos entre 17 y 82 años, determinaron que las fuerzas disminuían un 5% cada década. Sin embargo, sus grupos fueron de 17-33 años (n=18) y de 40-49 años (n=14), diferentes a los establecidos en nuestro estudio, y detectaron cambios en

los tiempos relacionados con la velocidad que nosotros no hemos encontrado.

También Bus et al. [28] en corredores masculinos de larga distancia de dos grupos de edad, de 20-35 años y de 55-65 años, analizaron la carrera a velocidad libre y a velocidad controlada, viendo que las fuerzas del grupo de mayor edad eran significativamente menores que las del grupo más joven en cualquier condición. Las fuerzas eran menores cuando los sujetos corrían a velocidad libre y los de mayor edad elegían correr a menor velocidad (3,34 m/s / 3,77 m/s) y controlaban mejor las fuerzas verticales y antero - posteriores.

La cinemática de la carrera, a diferentes edades, ha identificado cambios en el patrón articular del movimiento en adultos mayores de 55 años, especialmente relacionados con una disminución del rango articular y la longitud de la zancada [76][77][137]. Lilley et al. [137], en dos grupos de mujeres corredoras de 18 a 24 años y de 40 a 60 años, encontraron un mayor índice de carga en el grupo de mayor edad y diferencias en la cinemática de la carrera, pero no hallaron diferencias significativas en la magnitud de las fuerzas verticales. Coincidimos con Lilley et al. [137] que tampoco encontraron en la carrera diferencias significativas en las fuerzas en estos grupos de edad. En nuestro estudio, además, las fuerzas del primer pico de contacto fueron mayores en el grupo de mayor edad, lo que según Lilley et al. [137] y Robbins et al. [197] estaría relacionado con una artrosis temprana y otras lesiones, como las meniscales, propias de grupos de mayor edad. Robbins et al. [197] analizaron las fuerzas verticales

generadas en un grupo de 36 hombres, de 17 a 72 años, al apoyar el pie en una plataforma desde una altura de 4,5 cm simulando el avance hacia un escalón, viendo fuerzas de reacción mayores a partir de los 50 años de edad; relacionaron el aumento de estas fuerzas con un aumento de la inestabilidad en la fase de balanceo y con una mayor incidencia de artrosis. Por el contrario, otras publicaciones [49][146][207][227] sobre la cinética de la marcha en grupos de diferentes edades, determinaron que las fuerzas eran mayores en los adultos jóvenes. Para Martin y Marsh [146], la reducción de las fuerzas al avanzar la edad es un mecanismo adaptativo para reducir el gasto energético y reducir las solicitaciones sobre unos huesos más frágiles en cada paso. Stacoff et al. [227] analizaron la cinética de la marcha en adultos de tres grupos de edad, con medias de 34, 64 y 76 años, y obtuvieron fuerzas mayores en los más jóvenes, con diferencias entre el 5% y el 9% del peso, que eran más acusadas al aumentar la edad. Chung et al. [49], Samson et al. [207] y Stacoff et al. [227] también observaron que la velocidad libre de marcha disminuía con la edad, aunque los cambios relacionados con la edad, en la marcha, ocurren entre los 60 y los 70 años. Chung y Wang [49], en 30 sujetos de edades entre 20 y 60 años, de ambos sexos y a diferentes velocidades de marcha, encontraron que las fuerzas aumentan a una mayor velocidad y que con la edad se disminuye la velocidad de marcha, aunque no encontraron una correlación entre la edad y la magnitud de las fuerzas.

De nuevo, las pruebas de mayor dificultad mostraron las mayores diferencias; en la fase de recepción de las pruebas de salto con cajón y

salto monopodal las fuerzas fueron mayores en el grupo más joven. Nuestros resultados están en la línea de los obtenidos por Hoffren et al. [103], Korhonen et al. [124], Martin et al. [146] y Stacoff et al. [227] quienes, en estudios cinéticos en población adulta de distintas edades, observaron fuerzas de mayor magnitud en los grupos de edad más joven. Estos estudios, sin embargo, evaluaron grupos de edad dispares incluyendo población de edad avanzada [102][124][146][227]. Continuar nuestro estudio para incluir grupos de población con un mayor rango de edades podría contribuir a encontrar mayores diferencias en las variables cinéticas en relación a la edad y será necesario para establecer criterios de referencia en la valoración del protocolo para otras edades; si bien, no todas las pruebas podrían ser realizadas por sujetos de edades avanzadas y los resultados se verían enmascarados por patologías degenerativas que no suelen estar presentes en el grupo de edad de nuestro estudio.

Hoffren et al. [103] realizaron pruebas de saltos bilaterales con rebotes repetidos en sujetos de 25-30 años y 70-75 años encontrando fuerzas significativamente menores en el grupo de edad avanzada. Los de mayor edad presentaron mayores ángulos de flexión de rodilla y tobillo en la recepción y mayor preactivación muscular durante el salto. En el anciano el patrón de movimiento tiende a caracterizarse por una excesiva contracción de la musculatura agonista - antagonista [102][103], como una estrategia neuromuscular de seguridad para aumentar la estabilidad y disminuir las fuerzas de impacto durante la recepción [102]. Sin embargo, no hemos

encontrado otros estudios que analicen la cinética del salto en adultos de edad media.

Numerosos estudios de la biomecánica del salto se han realizado en población en edades más jóvenes debido a que, en su mayoría, se han centrado en el análisis de las lesiones del LCA que se producen también frecuentemente en edades adolescentes. El proceso de maduración neuromuscular que tiene lugar durante la adolescencia induce cambios en las estrategias de control articular para mejorar el control de las fuerzas [36][68][88][92][98][131][191][204][231]. Mediante electromiografía, [36][131][204] se ha visto que los adultos en pruebas de salto preparan la estrategia articular de forma anticipada, aumentando la contracción de la musculatura agonista - antagonista antes de la recepción. Por el contrario, los preadolescentes utilizan una estrategia de control reactiva, activando la musculatura después de la recepción en respuesta a las fuerzas generadas, lo que supone un mayor riesgo para las estructuras ligamentosas [36][131][212].

Las mujeres tienden a presentar estrategias deficitarias del control neuromuscular aún después de la adolescencia [92][98][142][158][191]. Hewett et al. [97] y Quatman et al. [191] encontraron que los hombres, al alcanzar la edad adulta, eran capaces de generar más potencia muscular y alcanzar más altura de salto aplicando menores fuerzas. Sin embargo, las mujeres al llegar a la edad adulta no mejoraban su estrategia articular para controlar las fuerzas y continuaban utilizando fuerzas de mayor magnitud sin conseguir aumentar la altura de sus saltos.

5.8 CONSIDERACIONES SOBRE LA SIMETRÍA

Algunos estudios de marcha han considerado la influencia de la edad o el sexo en la simetría. Stacoff et al. [227] estudiaron 20 sujetos estratificados en tres grupos, con 34, 64 y 76 años de media y analizaron la simetría en pasos de marcha consecutivos; definieron índices de asimetría (ASI) para las fuerzas verticales entre 3% y 5%, y consideraron que valores de ASI mayores del 5% podían considerarse como un indicador de asimetría; además los adultos jóvenes presentaban menores asimetrías, a más velocidad, que los de mayor edad (ASI 1,27% / 2,35%). Goble et al. [82] observaron que en la marcha normal la simetría aumentaba con la velocidad, por lo que la diferente velocidad en función de la edad puede ser un factor condicionante. Sadeghi et al. [205] realizaron una revisión de la literatura sobre la simetría de las fuerzas de reacción en la marcha y constataron que, en muchas ocasiones, los estudios consideran ambos lados iguales pero indicaron que era necesario que los estudios consideraran más extensamente las diferencias lado - lado en el movimiento.

Herzog et al. [94] definen la simetría en las pruebas biomecánicas como “la perfecta concordancia entre las variables cinéticas y cinemáticas entre la pierna derecha e izquierda”. A pesar de que los resultados de las variables cinéticas resultan altamente reproducibles, es posible encontrar ciertas diferencias entre ambos lados, pues como señalan Giakas et al. [80], en el movimiento las repeticiones perfectas son imposibles. Sadegui et al. [205] proponen que la simetría puede confirmarse si en los parámetros medidos de forma bilateral no existen diferencias significativas. No obstante,

debemos puntualizar que la significación estadística no conlleva en cualquier caso una significación clínica. Actualmente para valorar la simetría se prefiere utilizar el índice de simetría (SI) definido como la relación entre las fuerzas de la extremidad no dominante y la dominante [27][80][94]; un índice de 1 indica perfecta simetría, y los valores que se alejan de la unidad mostrarían el desequilibrio hacia uno de los lados [27].

Por otro lado, debemos indicar que la asimetría es un condicionante relativo pues, cuando hay una patología en una extremidad, el lado contralateral tiende a acompañar a la extremidad lesionada como se ha visto en trabajos sobre artrodesis, prótesis o artrosis grave [75]. Paterno et al. [182], en mujeres intervenidas de rotura de LCA, encontraron asimetrías con una disminución significativa de las fuerzas verticales hasta 2 años después de la cirugía.

En el estudio bilateral de las pruebas del protocolo, únicamente encontramos asimetrías significativas en la evaluación de las pruebas de marcha y carrera. Las fuerzas de impulso fueron mayores en el lado derecho, mayoritariamente el lado dominante, con diferencias del 7% del peso en la marcha y del 12% del peso en la carrera. Las asimetrías que encontramos específicamente en estas pruebas pueden explicarse porque la velocidad de realización de las pruebas no fue constante y los sujetos aumentaron la velocidad en cada paso.

Los resultados de la marcha muestran que la duración y las fuerzas de la fase de propulsión fueron mayores (condiciones de aceleración). Sin embargo, al contrario que Herzog et al. [94], no vimos asimetrías

significativas en este plano en las fuerzas antero - posteriores (FAP1D_M 16% PC y FAP2D_M -21% PC / FAP1I_M 15% PC y FAP2I_M -21% PC), o en el tiempo de cambio de dirección (TAPD_M 26% TT y TAPI_M 25% TT). Las mayores asimetrías las encontramos en la prueba de carrera; las fuerzas de impulso fueron mayores en el lado derecho (F3D_C 223% PC / F3I_C 211% PC), y también las fuerzas de contacto (F1D_C 197% PC / F1I_C 173% PC), en relación con una mayor duración de la fase de frenado en el lado derecho (23%TT / 15% TT). El impulso en la carrera fue mayor en el lado derecho, que corresponde al primer apoyo sobre las plataformas, y las fuerzas de contacto y la fase de frenado disminuyeron (condiciones de aceleración) en el siguiente paso, al avanzar sobre las plataformas con el lado izquierdo y aumentar el impulso.

Escasos estudios han analizado la simetría en pruebas de carrera, Korhonen et al. [124] y Munro et al. [157] no encontraron diferencias significativas lado - lado en las fuerzas verticales y antero - posteriores. Pero en estos estudios los autores controlaron la velocidad de carrera, realizando múltiples repeticiones para seleccionar las pruebas realizadas a velocidad constante.

Un hallazgo fundamental de nuestro estudio fue que en la valoración bilateral de las pruebas de salto no existieron diferencias significativas de simetría en las variables en ninguno de los saltos, teniendo en cuenta que están realizadas simultáneamente sobre dos plataformas, a excepción del salto monopodal. En el salto vertical, salto con cajón, salto monopodal y *“sprint”* las diferencias lado - lado en la magnitud de las fuerzas fueron, en

todos los casos, menores del 5% del peso. Podríamos definir que, en estas pruebas, asimetrías en las fuerzas mayores del 5% del peso no son características de una población sin patología conocida del sistema músculo - esquelético. Es más, en todas las pruebas de salto las variables de tiempo fueron consistentemente iguales lado - lado. Estos resultados presentan importantes implicaciones para la valoración de lesiones pues proporcionan una referencia para la valoración de asimetrías patológicas.

Los estudios que han analizado la simetría en el salto han encontrado resultados variables según el tipo de salto; en pruebas de salto vertical bilateral, nuestros resultados coinciden con los de Harrison et al. [88] o Stephens et al. [228][229] quienes no observaron asimetrías entre las fuerzas de recepción, mientras que Lawson et al. [130] y McElveen et al. [147] tampoco encontraron asimetrías en las fuerzas de impulso durante la fase de propulsión.

En saltos tipo “*drop jump*”, Ball et al. [8], Flanagan y Harrison [67] y Schot et al. [213] no encontraron diferencias significativas lado - lado en las fuerzas de recepción y coinciden con los resultados simétricos encontrados en nuestra prueba de salto desde cajón. Ball et al. [8], sin embargo, demostraron resultados simétricos cuando los saltos se realizaban desde 60 cm de altura, mientras que la altura de nuestro cajón fue de 30 cm [8].

Coincidimos con Wikstrom et al. [248] quienes obtuvieron saltos verticales simétricos tanto en hombres como en mujeres, observando fuerzas mayores en las mujeres. Stephens et al. [228] encontraron mayores fuerzas de impulso en los hombres pero las mayores fuerzas se

relacionaron con una mayor altura de salto. Al contrario, en nuestro estudio, las mayores fuerzas en la mujer se relacionaron con peores saltos. Otras publicaciones [88][130][147][248] analizaron pruebas de salto vertical con recepción monopodal y no encontraron diferencias de simetría en las variables cinéticas en este tipo de salto. Nuestro salto monopodal, aunque diferente al utilizado por estos autores, también presentó resultados simétricos y la simetría se mantuvo constante en nuestras pruebas de salto monopodal a pesar de que cada lado se efectuó de manera independiente. Ball et al. [8] Flanagan y Harrison [67], y Niu et al. [164] indicaron que para ser válidos para la valoración bilateral los saltos debían generar un estímulo simétrico en ambos miembros inferiores y realizaron estudios en los que comparan diferentes saltos para seleccionar aquellos en que los resultados de las variables fueran simétricos. En este sentido, los tres tipos de salto que incluimos en el protocolo cinético resultarían adecuados para la valoración bilateral pues en todos los casos los resultados de las variables fuerza - tiempo fueron simétricos.

Por otro lado, al estratificar por sexo y edad el estudio de las diferencias lado - lado, tampoco hallamos diferencias significativas en la simetría entre hombres y mujeres, ni entre los dos grupos de edad. Este hallazgo resulta de interés ya que la existencia de mayores asimetrías se ha planteado como posible factor de riesgo en la mujer [50][95][191].

5.9 LIMITACIONES DEL ESTUDIO

Algunas limitaciones de nuestro estudio ya se han descrito al comentar los diferentes apartados. Debemos señalar, en primer lugar, limitaciones en

relación al tamaño de la población de estudio. Según nuestros objetivos, determinamos el tamaño de población necesario para el análisis estadístico de los factores independientes (sexo, edad, lateralidad) y seleccionamos grupos representativos. De este modo, podemos aportar criterios de referencia que deben guiar la valoración, en nuestros grupos de edad. Sin embargo, nuestros resultados no representan valores normativos en la población, pues para ello sería necesario estudiar una población más amplia.

Encontramos también limitaciones en relación al método de análisis de las pruebas y la selección de las variables. A pesar de la sofisticada tecnología de registro de las plataformas, el proceso no es automatizado y requiere un importante trabajo individual en la recogida y el análisis de los datos. Esto supone una limitación en cuanto que los recursos y el tiempo disponibles también son limitados, además quedan fuerzas por analizar y se toman siempre valores máximos o mínimos no pudiendo realizar medias entre dos puntos o índices de forma directa. Sin embargo, no es menos cierto que la elección de las variables de fuerzas máximas se ha demostrado como un método válido para el análisis cinético y su análisis resulta práctico, al ser variables fácilmente identificables en las curvas del movimiento [37][122][213].

Con frecuencia, el estudio de otras variables biomecánicas resulta complejo y hace necesario que equipos técnicos multidisciplinares colaboren en el análisis de los datos. El análisis cinético es costoso ya que requiere la adquisición de dos plataformas de fuerza, un espacio suficiente

y personal preparado y dedicado a su realización y elaboración de datos e informes. Indudablemente, los avances en los programas informáticos disponibles y el progreso de la investigación permitirán que la utilización de este tipo de metodología resulte progresivamente más accesible para el clínico.

Por último, quisiéramos señalar que este estudio se debería completar con la validación del protocolo propuesto en diferentes patologías y efectuar una valoración y validación del mismo. En nuestro grupo el interés se ha centrado en el estudio de la rotura y reparación del LCA y hemos realizado también pruebas de marcha en la artrodesis del tobillo [74]. Nos parece que son dos patologías diferentes que precisan un análisis objetivo de la biomecánica en su evolución. Aunque hemos seguido trabajando al respecto, el objetivo era muy extenso y complejo para introducirlo en este primer análisis de la propuesta de un protocolo.

5.10 APLICACIONES CLÍNICAS DE LA VALORACIÓN CINÉTICA

El estudio de la biomecánica presenta importantes posibilidades de aplicación clínica principalmente en tres áreas, la prevención de lesiones, el seguimiento del tratamiento y la rehabilitación funcional [39].

La cinética se ha empleado en numerosas patologías pero en la discusión de nuestro estudio nos hemos ocupado fundamentalmente de las lesiones del LCA por existir en estas lesiones la mayor experiencia y evidencia científica avalada por un gran número de publicaciones y también por ser, hasta el momento, la patología que hemos estudiado en nuestro grupo y publicado [140] resultados iniciales basados en este protocolo.

La detección y corrección de patrones de movimiento relacionados con elevadas fuerzas de impacto se ha presentado como un método útil para la mejora de la función y la prevención de lesiones [9][19][172][183][187][212][236][200][44]. Estudios cinéticos prospectivos en las lesiones del LCA han identificado factores de riesgo asociados a elevadas fuerzas de reacción [23][96][107][182][183]. Hewett et al. [96] en un extenso estudio prospectivo en 205 mujeres atletas universitarias observaron que, en las mujeres que en el seguimiento sufrían lesiones del LCA, las fuerzas de recepción de un salto eran un 20% mayores que en las que no se lesionaban.

Bredeweg et al. [23] realizaron un estudio cinético prospectivo de la carrera en corredores aficionados y encontraron que las fuerzas eran mayores en los corredores que sufrían lesiones por sobreuso. Hreljac et al. [107] obtuvieron resultados similares con fuerzas mayores en corredores que habían sufrido al menos una lesión por sobreuso. También Ferber et al. [64] y Grimston et al. [85] demostraron fuerzas verticales mayores al estudiar grupos de mujeres que habían sufrido fracturas de fatiga en la tibia. En un meta-análisis, Zadpoor et al. [255], encontraron mayores fuerzas de carga, con diferencias significativas, en una revisión de pacientes con fracturas de estrés del miembro inferior.

Diferentes equipos han desarrollado programas de entrenamiento para disminuir las fuerzas de reacción [24][95][100][129][158][159][172][223][236]. Onate et al. [172] y Laughlin et al. [129] redujeron las fuerzas máximas mediante técnicas de

retroalimentación (o “*feedback*”) sensorial en plataformas de fuerza con pruebas de salto, indicando verbalmente a los sujetos que realizaran la recepción con suavidad, así como mediante métodos más sofisticados de registro de video, evaluación e intervención en la técnica del movimiento. También en el síndrome fémoropatelar, Cheung et al. [44] utilizaron técnicas de “*feedback*” auditivo con pruebas de carrera para modificar el tipo de apoyo del retropié al mediopié, logrando disminuir así la magnitud de las fuerzas de impacto.

El desarrollo de programas de prevención, rehabilitación o entrenamiento basados en la biomecánica debe realizarse de manera individualizada, según las alteraciones identificadas en cada paciente, y en las que resulta importante considerar las alteraciones características del movimiento asociadas al sexo y a la edad, así como la existencia de asimetrías [38][59][95][106][183].

La relevancia clínica de nuestra investigación se demuestra en que proponemos un nuevo protocolo, sencillo de efectuar por parte de los pacientes y de recomendar y evaluar por el especialista, que se adapta a las necesidades de cada individuo y que permite objetivar cambios en la función de la extremidad inferior. Este protocolo puede ser de utilidad en lesiones ligamentosas y meniscales, también tras fracturas articulares y para evaluar artroplastias. En el caso de pacientes incapacitados, la única prueba que se debe eliminar es el salto desde el cajón de 30 cm por las consecuencias que puede tener en algunos casos. En este sentido, el protocolo constituye un conjunto de pruebas independientes que no tienen

por qué ser efectuadas en su totalidad. Se pueden elegir las pruebas más recomendables con el objetivo de comparar ambos lados y determinar la evaluación del proceso. El inconveniente de nuestra propuesta es la necesidad de disponer de un laboratorio de análisis del movimiento, con al menos dos plataformas de fuerza, y un sistema informatizado adecuado para realizar las pruebas.

Este trabajo, aunque consideramos, como hemos señalado en diferentes ocasiones, que la investigación deberá continuar para conseguir tablas estadísticas de normalidad, ya resulta de interés para conocer criterios de referencia respecto a la influencia del sexo, la edad y la simetría. Los resultados obtenidos sirven de base para el desarrollo de futuros trabajos dedicados al estudio de diferentes condiciones patológicas, el seguimiento del tratamiento o la prevención de lesiones y, en definitiva, contribuyen a promover la aplicación de nuevos métodos de valoración biomecánica en la práctica clínica.

6 CONCLUSIONES

-
1. Hemos diseñado un protocolo de evaluación cinética, para el análisis funcional del miembro inferior, objetivo, sistematizado, adaptado a cada individuo y fácil de realizar para personas de ambos sexos y un amplio rango de edad.
 2. Las pruebas del protocolo cinético pueden evaluarse de forma sencilla, mediante el análisis de variables objetivas, fácilmente identificables, que presentan patrones específicos y homogéneos en una población sin patología conocida del sistema músculo - esquelético.
 3. Las mujeres muestran una tendencia a generar mayores fuerzas y a utilizar estas fuerzas con menor eficiencia. Las diferencias son mayores en las pruebas de mayor dificultad, especialmente en la fase de recepción de los saltos y en la prueba de pateo o *"sprint"*.
 4. Los sujetos más jóvenes realizan fuerzas mayores, que se demuestran también en las pruebas de mayor dificultad; especialmente en la fase de recepción de los saltos.
 5. Las variables cinéticas presentan resultados simétricos lado - lado, con diferencias en las fuerzas inferiores al 5% del peso del sujeto, y tiempos simétricos en todas las pruebas de salto, así como en la prueba de pateo o *"sprint"*. Las pruebas de marcha y carrera presentan, por el contrario, asimetrías significativas.

-
6. El protocolo propuesto, en la población control, permite determinar criterios de referencia en función del sexo, la edad y la simetría en la evaluación cinética del miembro inferior.

7 ANEXO

Prueba de marcha (M)				
	VARIABLE	DESCRIPCIÓN	VARIABLE	DESCRIPCIÓN
Fuerzas (% PC)				
	F1D_M	Fuerza máxima de contacto lado derecho	F1I_M	Fuerza máxima de contacto lado izquierdo
	F2D_M	Fuerza valle lado derecho	F2I_M	Fuerza valle lado izquierdo
	F3D_M	Fuerza máxima de impulso lado derecho	F3I_M	Fuerza máxima de impulso lado izquierdo
	FAP1D_M	Fuerza de frenado lado derecho (-)	FAP1I_M	Fuerza de frenado lado izquierdo (-)
	FAP2D_M	Fuerza de propulsión lado derecho (+)	FAP2I_M	Fuerza de propulsión lado izquierdo (+)
Tiempos (% TT)				
	TD_M	Tiempo de apoyo lado derecho	TI_M	Tiempo de apoyo lado izquierdo
	Tdoble_M	Tiempo de doble apoyo		
	TAPD_M	Tiempo de cambio de dirección de las fuerzas antero-posteriores lado derecho	TAPI_M	Tiempo de cambio de dirección de las fuerzas antero-posteriores lado izquierdo
	TT_M	Tiempo total de la prueba de marcha (s)		
Prueba de carrera (C)				
	VARIABLE	DESCRIPCIÓN	VARIABLE	DESCRIPCIÓN
Fuerzas (% PC)				
	F1D_C	Fuerza de contacto lado derecho	F1I_C	Fuerza de contacto lado izquierdo
	F2D_C	Fuerza valle lado derecho	F2I_C	Fuerza valle lado izquierdo
	F3D_C	Fuerza de impulso lado derecho	F3I_C	Fuerza de impulso lado izquierdo
Tiempos (% TT)				
	TD_C	Tiempo de apoyo monopodal lado derecho	TI_C	Tiempo de apoyo monopodal lado izquierdo

	Tsusp_C	Tiempo de suspensión en el aire		
	TAPD_C	Tiempo de cambio de dirección de las fuerzas antero-posteriores lado derecho	TAPI_C	Tiempo de cambio de dirección de las fuerzas antero-posteriores lado izquierdo
	TT_C	Tiempo total de la prueba de carrera (s)		
Prueba de "sprint" (SPR)				
	VARIABLE	DESCRIPCIÓN	VARIABLE	DESCRIPCIÓN
Fuerzas (% PC)				
	FmaxD_SPR	Fuerza máxima media derecho	FmaxI_SPR	Fuerza máxima media izquierdo
	Cicloseg_SPR	Número de ciclos por segundo		
TT_SPR Tiempo total de la prueba de "sprint" (s)				
Prueba de salto vertical (SV)				
	VARIABLE	DESCRIPCIÓN	VARIABLE	DESCRIPCIÓN
Fuerzas (%PC)				
	FimpD_SV	Fuerza máxima de impulso lado derecho	Fimpl_SV	Fuerza máxima de impulso lado izquierdo
	FrecepD_SV	Fuerza máxima de recepción lado derecho	Frecepl_SV	Fuerza máxima de recepción lado izquierdo
Tiempos				
	TvueloD_SV	Tiempo de vuelo vertical en el lado derecho (s)	TvueloI_SV	Tiempo de vuelo vertical en el lado izquierdo (s)
Prueba de salto con cajón (SC)				
	VARIABLE	DESCRIPCIÓN	VARIABLE	DESCRIPCIÓN

Fuerzas (%PC)				
	FrecepD_SC	Fuerza máxima de recepción lado derecho	Frecepl_SC	Fuerza máxima de recepción lado izquierdo
	FimpD_SC	Fuerza máxima de impulso lado derecho	Fimpl_SC	Fuerza máxima de impulso lado izquierdo
Tiempos				
	TcontD_SC	Tiempo de contacto con la plataforma lado derecho (s)	Tcontl_SC	Tiempo de contacto con la plataforma lado izquierdo (s)
Prueba de salto monopodal (SM)				
	VARIABLE	DESCRIPCIÓN	VARIABLE	DESCRIPCIÓN
Fuerzas (%PC)				
	F1D_SM	Fuerza máxima de contacto/recepción lado derecho	F1I_SM	Fuerza máxima de contacto/ recepción lado izquierdo
	F2D_SM	Fuerza máxima de impulso lado derecho	F2I_SM	Fuerza máxima de impulso lado izquierdo
Tiempos (s)				
	TvueloD_SM	Tiempo de vuelo horizontal lado derecho	TvueloI_SM	Tiempo de vuelo horizontal lado izquierdo
	TTcontD_SM	Tiempo total de contacto lado derecho	TTcontI_SM	Tiempo total de contacto lado izquierdo
Tiempos (% TT)				
	TAPD_SM	Tiempo de cambio de dirección de las fuerzas antero-posteriores lado derecho	TAPI_SM	Tiempo de cambio de dirección de las fuerzas antero-posteriores lado izquierdo
	TTD_SM (s)	Tiempo de apoyo lado derecho	TTI_SM (s)	Tiempo de apoyo lado izquierdo

8 BIBLIOGRAFÍA

-
1. Abián J, Alegre LM, Lara AJ, Rubio JA, Aguado X. Landing differences between men and women in a maximal vertical jump aptitude test. *J Sports Med Phys Fitness*. 2008; 48:305–10.
 2. Alkjær T, Henriksen M, Simonsen EB. Different knee joint loading patterns in ACL deficient copers and non-copers during walking. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2011; 19:615–21.
 3. Andriacchi TP, Ogle JA, Galante JO. Walking speed as a basis for normal and abnormal gait measurements. *J Biomech*. 1977; 10:261–8.
 4. Argimon Pallás J, Jiménez Vill J. *Métodos de investigación clínica y epidemiológica*. 2^a ed. Madrid: Harcorurt; 2000.
 5. Arriaza R. Historia natural de las roturas del ligamento cruzado anterior. *Trauma Fund MAPFRE*. 2008; 19:19–21.
 6. Baca A. A comparison of methods for analyzing drop jump performance. *Med Sci Sports Exerc*. 1999; 31:437–42.
 7. Ball NB, Scurr JC. Bilateral neuromuscular and force differences during a plyometric task. *J Strength Cond Res*. 2009; 23:1433–41.
 8. Ball NB, Stock CG, Scurr JC. Bilateral contact ground reaction forces and contact times during plyometric drop jumping. *J Strength Cond Res*. 2010; 24:2762–9.
 9. Barber-Westin SD, Noyes FR, Smith ST, Campbell TM. Reducing the risk of noncontact anterior cruciate ligament injuries in the female athlete. *Phys Sportsmed*. 2009; 37:49–61.
 10. Barrett R, Noordegraaf MV, Morrison S. Gender differences in the variability of lower extremity kinematics during treadmill locomotion. *J Mot Behav*. 2008; 40:62–70.
 11. Barton CJ, Levinger P, Menz HB, Webster KE. Kinematic gait characteristics associated with patellofemoral pain syndrome: a systematic review. *Gait Posture*. 2009; 30:405–16.
 12. Barton CJ, Levinger P, Webster KE, Menz HB. Walking kinematics in individuals with patellofemoral pain syndrome: a case-control study. *Gait Posture*. 2011; 33:286–91.
 13. Beasley LS, Weiland DE, Vidal AF, Chhabra A, Herzka AS, Feng MT,

West RV. Anterior cruciate ligament reconstruction: A literature review of the anatomy, biomechanics, surgical considerations, and clinical outcomes. *Oper Tech Orthop*. 2005; 15:5–19.

14. Bejek Z, Paróczai R, Illyés A, Kiss RM. The influence of walking speed on gait parameters in healthy people and in patients with osteoarthritis. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2006; 14:612–22.

15. Benjaminse A, Gokeler A, Fleisig GS, Sell TC, Otten B. What is the true evidence for gender-related differences during plant and cut maneuvers? A systematic review. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2011; 19:42–54.

16. Bennell K, Crossley K, Jayarajan J, Walton E, Warden S, Kiss ZS, Wrigley T. Ground reaction forces and bone parameters in females with tibial stress fracture. *Med Sci Sports Exerc*. 2004; 36:397–404.

17. Berchuck M, Andriacchi TP, Bach BR, Reider B. Gait adaptations by patients who have a deficient anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Am*. 1990; 72:871–7.

18. Beynon BD, Johnson RJ, Braun S, Sargent M, Bernstein IM, Skelly JM, Vacek PM. The relationship between menstrual cycle phase and anterior cruciate ligament injury: a case-control study of recreational alpine skiers. *Am J Sports Med*. 2006; 34:757–64.

19. Boden BP, Sheehan FT, Torg JS, Hewett TE. Noncontact anterior cruciate ligament injuries: mechanisms and risk factors. *J Am Acad Orthop Surg*. 2010; 18:520–7.

20. Boling MC, Padua DA, Marshall SW, Guskiewicz K, Pyne S, Beutler A. A prospective investigation of biomechanical risk factors for patellofemoral pain syndrome: the Joint Undertaking to Monitor and Prevent ACL Injury (JUMP-ACL) cohort. *Am J Sports Med*. 2009; 37:2108–16.

21. Borghuis J, Hof AL, Lemmink KAPM. The importance of sensory-motor control in providing core stability: implications for measurement and training. *Sports Med*. 2008; 38:893–916.

22. Brazen DM, Todd MK, Ambegaonkar JP, Wunderlich R, Peterson C. The effect of fatigue on landing biomechanics in single-leg drop landings. *Clin J Sport Med*. 2010; 20:286–92.

23. Bredeweg S, Buist I. No relationship between running related injuries

and kinetic variables. *Br J Sports Med.* 2011; 45:328.

24. Bryant AL, Newton RU, Steele J. Successful feed-forward strategies following ACL injury and reconstruction. *J Electromyogr Kinesiol.* 2009; 19:988–97.

25. Bulgheroni P, Bulgheroni MV, Andrini L, Guffanti P, Castelli C. Walking in anterior cruciate ligament injuries. *The Knee.* 1997; 4:159–165.

26. Bulgheroni P, Bulgheroni MV, Andrini L, Guffanti P, Giughello A. Gait patterns after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1997; 5:14–21.

27. Burnett DR, Campbell-Kyureghyan NH, Cerrito PB, Quesada PM. Symmetry of ground reaction forces and muscle activity in asymptomatic subjects during walking, sit-to-stand, and stand-to-sit tasks. *J Electromyogr Kinesiol.* 2011; 21:610–5.

28. Bus SA. Ground reaction forces and kinematics in distance running in older-aged men. *Med Sci Sports Exerc.* 2003; 35:1167–75.

29. Cavanagh PR, LaFortune MA. Ground reaction forces in distance running. *J Biomech.* 1980; 13:397–406.

30. Cavanagh PR. *Biomechanics of distance running.* Human Kinetics Books; 1990.

31. Cerulli G, Benoit DL, Lamontagne M, Caraffa A, Liti A. In vivo anterior cruciate ligament strain behaviour during a rapid deceleration movement: case report. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2003; 11:307–11.

32. Collado H, Fredericson M. Patellofemoral pain syndrome. *Clin Sports Med.* 2010; 29:379–98.

33. Cormack SJ, Newton RU, McGuigan MR, Doyle TLA. Reliability of measures obtained during single and repeated countermovement jumps. *Int J Sports Physiol Perform.* 2008; 3:131–44.

34. Cortes N, Morrison S, Van Lunen BL, Onate JA. Landing technique affects knee loading and position during athletic tasks. *J Sci Med Sport.* 2012; 15:175–81.

35. Cortes N, Onate J, Abrantes J, Gagen L, Dowling E, Van Lunen B. Effects of gender and foot-landing techniques on lower extremity kinematics

during drop-jump landings. *J Appl Biomech*. 2007; 23:289–99.

36. Croce RV, Russell PJ, Swartz EE, Decoster LC. Knee muscular response strategies differ by developmental level but not gender during jump landing. *Electromyogr Clin Neurophysiol*. 2004; 44:339–48.
37. Crowe A, Schiereck P, de Boer RW, Keessen W. Characterization of human gait by means of body center of mass oscillations derived from ground reaction forces. *IEEE Trans Biomed Eng*. 1995; 42:293–303.
38. Csintalan RP, Inacio MCS, Funahashi TT. Incidence rate of anterior cruciate ligament reconstructions. *Perm J*. 2008; 12:17–21.
39. Chan K-M, Fong DT-P, Hong Y, Yung PS-H, Lui PP-Y. Orthopaedic sport biomechanics - a new paradigm. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2008; 23 Suppl 1:S21–S30.
40. Chao EY, Laughman RK, Schneider E, Stauffer RN. Normative data of knee joint motion and ground reaction forces in adult level walking. *J Biomech*. 1983; 16:219–33.
41. Chappell JD, Creighton RA, Giuliani C, Yu B, Garrett WE. Kinematics and electromyography of landing preparation in vertical stop-jump: risks for noncontact anterior cruciate ligament injury. *Am J Sports Med*. 2007; 35:235–41.
42. Chappell JD, Herman DC, Knight BS, Kirkendall DT, Garrett WE, Yu B. Effect of fatigue on knee kinetics and kinematics in stop-jump tasks. *Am J Sports Med*. 2005; 33:1022–9.
43. Chappell JD, Yu B, Kirkendall DT, Garrett WE. A comparison of knee kinetics between male and female recreational athletes in stop-jump tasks. *Am J Sports Med*. 2002; 30:261–7.
44. Cheung RTH, Davis IS. Landing pattern modification to improve patellofemoral pain in runners: a case series. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2011; 41:914–9.
45. Chiu M-C, Wang M-J. The effect of gait speed and gender on perceived exertion, muscle activity, joint motion of lower extremity, ground reaction force and heart rate during normal walking. *Gait Posture*. 2007; 25:385–92.
46. Chmielewski TL. Asymmetrical lower extremity loading after ACL reconstruction: more than meets the eye. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2011;

41:374–6.

47. Cho SH, Park JM, Kwon OY. Gender differences in three dimensional gait analysis data from 98 healthy Korean adults. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2004; 19:145–52.

48. Chumanov ES, Wall-Scheffler C, Heiderscheit BC. Gender differences in walking and running on level and inclined surfaces. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2008; 23:1260–8.

49. Chung M-J, Wang M-JJ. The change of gait parameters during walking at different percentage of preferred walking speed for healthy adults aged 20-60 years. *Gait Posture*. 2010; 31:131–5.

50. Decker MJ, Torry MR, Wyland DJ, Sterett WI, Richard Steadman J. Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2003; 18:662–9.

51. Delahunt E, Sweeney L, Chawke M, Kelleher J, Murphy K, Patterson M, Prendiville A. Lower limb kinematic alterations during drop vertical jumps in female athletes who have undergone anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orthop Res*. 2012; 30:72–8.

52. Derrick TR. The effects of knee contact angle on impact forces and accelerations. *Med Sci Sports Exerc*. 2004; 36:832–7.

53. Devita P, Hortobagyi T, Barrier J, Torry M, Glover KL, Speroni DL, Money J, Mahar MT. Gait adaptations before and after anterior cruciate ligament reconstruction surgery. *Med Sci Sports Exerc*. 1997; 29:853–9.

54. Diss CE. The reliability of kinetic and kinematic variables used to analyse normal running gait. *Gait Posture*. 2001; 14:98–103.

55. Dixon SJ, Collop AC, Batt ME. Compensatory adjustments in lower extremity kinematics in response to a reduced cushioning of the impact interface in heel–toe running. *Sports Eng*. 2005; 8:47–55.

56. Doherty K. *Track and field omnibook*. Tafnews; 1976.

57. Dufek JS, Bates BT. Biomechanical factors associated with injury during landing in jump sports. *Sports Med*. 1991; 12:326–37.

58. Duffey MJ, Martin DF, Cannon DW, Craven T, Messier SP. Etiologic factors associated with anterior knee pain in distance runners. *Med Sci*

Sports Exerc. 2000; 32:1825–32.

59. Dugan SA. Sports-related knee injuries in female athletes: what gives? *Am J Phys Med Rehabil.* 2005; 84:122–30.

60. Earl JE, Monteiro SK, Snyder KR. Differences in lower extremity kinematics between a bilateral drop-vertical jump and a single-leg step-down. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2007; 37:245–52.

61. Elvin NG, Elvin AA, Arnoczky SP. Correlation between ground reaction force and tibial acceleration in vertical jumping. *J Appl Biomech.* 2007; 23:180–9.

62. Ernst GP, Saliba E, Diduch DR, Hurwitz SR, Ball DW. Lower extremity compensations following anterior cruciate ligament reconstruction. *Phys Ther.* 2000; 80:251–60.

63. Fagenbaum R, Darling WG. Jump landing strategies in male and female college athletes and the implications of such strategies for anterior cruciate ligament injury. *Am J Sports Med.* 2003; 31:233–40.

64. Ferber R, McClay Davis I, Hamill J, Pollard C, McKeown K. Kinetic Variables in Subjects With Previous Lower Extremity Stress Fractures. *Med Sci Sports Exerc.* 2002; 34:S5.

65. Ferber R, McClay Davis I, Williams DS 3rd, Laughton C. A comparison of within- and between-day reliability of discrete 3D lower extremity variables in runners. *J Orthop Res.* 2002; 20:1139–45.

66. Fitzgerald GK, Axe MJ, Snyder-Mackler L. A decision-making scheme for returning patients to high-level activity with nonoperative treatment after anterior cruciate ligament rupture. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2000; 8:76–82.

67. Flanagan EP, Harrison AJ. Muscle dynamics differences between legs in healthy adults. *J Strength Cond Res.* 2007; 21:67–72.

68. Ford KR, van den Bogert J, Myer GD, Shapiro R, Hewett TE. The effects of age and skill level on knee musculature co-contraction during functional activities: a systematic review. *Br J Sports Med.* 2008; 42:561–6.

69. Ford KR, Myer GD, Hewett TE. Reliability of landing 3D motion analysis: implications for longitudinal analyses. *Med Sci Sports Exerc.* 2007; 39:2021–8.

-
70. Forner Cordero A, Koopman HJFM, van der Helm FCT. Use of pressure insoles to calculate the complete ground reaction forces. *J Biomech.* 2004; 37:1427–32.
71. Forriol F, Maestro A, Vaquero J. El Ligamento cruzado anterior: morfología y función. *Trauma Fund MAPFRE.* 2008; 19:7–18.
72. Fredericson M, Jennings F, Beaulieu C, Matheson GO. Stress fractures in athletes. *Top Magn Reson Imaging.* 2006; 17:309–25.
73. Fredericson M, Moore T. Muscular balance, core stability, and injury prevention for middle- and long-distance runners. *Phys Med Rehabil Clin N Am.* 2005; 16:669–89.
74. Fuentes-Sanz A, Moya-Angeler J, López-Oliva F, Forriol F. Clinical outcome and gait analysis of ankle arthrodesis. *Foot Ankle Int.* (En prensa) 2012.
75. Fuentes-Sanz A. Valoración clínica, por la imagen y biomecánica de 20 pacientes intervenidos de artrodesis de tobillo. [Tesis Doctoral] Universidad Autónoma de Madrid 2010.
76. Fukuchi RK, Duarte M. Comparison of three-dimensional lower extremity running kinematics of young adult and elderly runners. *J Sports Sci.* 2008; 26:1447–54.
77. Fukuchi RK, Eskofier BM, Duarte M, Ferber R. Support vector machines for detecting age-related changes in running kinematics. *J Biomech.* 2011; 44:540–2.
78. Gehring D, Melnyk M, Gollhofer A. Gender and fatigue have influence on knee joint control strategies during landing. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2009; 24:82–7.
79. Georgoulis AD, Ristanis S, Moraiti CO, Paschos N, Zampeli F, Xergia S, Georgiou S, Patras K, Vasiliadis HS, Mitsionis G. ACL injury and reconstruction: Clinical related in vivo biomechanics. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2010; 96:S119–28.
80. Giakas G, Baltzopoulos V. Time and frequency domain analysis of ground reaction forces during walking: an investigation of variability and symmetry. *Gait Posture.* 1997; 5:189–97.
81. Gianotti SM, Marshall SW, Hume PA, Bunt L. Incidence of anterior

cruciate ligament injury and other knee ligament injuries: a national population-based study. *J Sci Med Sport*. 2009; 12:622–7.

82. Goble DJ, Marino GW, Potvin JR. The influence of horizontal velocity on interlimb symmetry in normal walking. *Hum Mov Sci*. 2003; 22:271–83.

83. Grabiner MD, Feuerbach JW, Lundin TM, Davis BL. Visual guidance to force plates does not influence ground reaction force variability. *J Biomech*. 1995; 28:1115–7.

84. Granan L-P, Forssblad M, Lind M, Engebretsen L. The Scandinavian ACL registries 2004-2007: baseline epidemiology. *Acta Orthop*. 2009; 80:563–7.

85. Grimston S, Nigg B, Fisher V, Ajemian S. External loads throughout a 45 minute run in stress fracture and non-stress fracture runners. *J Biomech*. 1994; 27:668.

86. Gustavsson A, Neeter C, Thomeé P, Silbernagel KG, Augustsson J, Thomeé R, Karlsson J. A test battery for evaluating hop performance in patients with an ACL injury and patients who have undergone ACL reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2006; 14:778–88.

87. Hackney JM, Wade MG, Larson C, Smith JP, Rakow J. Impairment in people with anterior cruciate ligament reconstruction in adjusting ground reaction force in running. *Physiother Theory Pract*. 2010; 26:289–96.

88. Harrison AD, Ford KR, Myer GD, Hewett TE. Sex differences in force attenuation: a clinical assessment of single-leg hop performance on a portable force plate. *Br J Sports Med*. 2011; 45:198–202.

89. Hart JM, Ko J-WK, Konold T, Pietrosimone B, Pietrosimone B. Sagittal plane knee joint moments following anterior cruciate ligament injury and reconstruction: a systematic review. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2010; 25:277–83.

90. Hasan SS, Edmondstone MA, Limbird TJ, Shiavi RG, Peterson SW. Reaction force patterns of injured and uninjured knees during walking and pivoting. *J Electromyogr Kinesiol*. 1991; 1:218–28.

91. Hasegawa H, Yamauchi T, Kraemer WJ. Foot strike patterns of runners at the 15-km point during an elite-level half marathon. *J Strength Cond Res*. 2007; 21:888–93.

-
92. Hass CJ, Schick EA, Tillman MD, Chow JW, Brunt D, Cauraugh JH. Knee biomechanics during landings: comparison of pre- and postpubescent females. *Med Sci Sports Exerc.* 2005; 37:100–7.
93. Hennig EM, Valiant GA. The influence of run-up distance on ground reaction force and pressure distribution parameters. En: Chicago, Ill., USA: Org. Comm. of ASB & CSB; 1992:163–4.
94. Herzog W, Nigg BM, Read LJ, Olsson E. Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait. *Med Sci Sports Exerc.* 1989; 21:110–4.
95. Hewett TE, Ford KR, Hoogenboom BJ, Myer GD. Understanding and preventing acl injuries: current biomechanical and epidemiologic considerations - update 2010. *N Am J Sports Phys Ther.* 2010; 5:234–51.
96. Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Heidt RS Jr, Colosimo AJ, McLean SG, van den Bogert AJ, Paterno MV, Succop P. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *Am J Sports Med.* 2005; 33:492–501.
97. Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Slauterbeck JR. Preparticipation physical examination using a box drop vertical jump test in young athletes: the effects of puberty and sex. *Clin J Sport Med.* 2006; 16:298–304.
98. Hewett TE, Myer GD, Ford KR. Decrease in neuromuscular control about the knee with maturation in female athletes. *J Bone Joint Surg Am.* 2004; 86-A:1601–8.
99. Hewett TE, Myer GD, Zazulak BT. Hamstrings to quadriceps peak torque ratios diverge between sexes with increasing isokinetic angular velocity. *J Sci Med Sport.* 2008; 11:452–9.
100. Hewett TE, Paterno MV, Myer GD. Strategies for enhancing proprioception and neuromuscular control of the knee. *Clin Orthop Relat Res.* 2002; 402:76–94.
101. Hewett TE, Zazulak BT, Myer GD. Effects of the menstrual cycle on anterior cruciate ligament injury risk: a systematic review. *Am J Sports Med.* 2007; 35:659–68.
102. Hoffrén M, Ishikawa M, Komi PV. Age-related neuromuscular function

during drop jumps. *J Appl Physiol*. 2007; 103:1276–83.

103. Hoffrén M, Ishikawa M, Rantalainen T, Avela J, Komi PV. Age-related muscle activation profiles and joint stiffness regulation in repetitive hopping. *J Electromyogr Kinesiol*. 2011; 21:483–91.

104. Hori N, Newton RU, Kawamori N, McGuigan MR, Kraemer WJ, Nosaka K. Reliability of performance measurements derived from ground reaction force data during countermovement jump and the influence of sampling frequency. *J Strength Cond Res*. 2009; 23:874–82.

105. Hougum PA, Bertoti D, Brunnstrom S. *Brunnstrom's clinical kinesiology*. Philadelphia: F.A. Davis; 2012.

106. Howells BE, Ardern CL, Webster KE. Is postural control restored following anterior cruciate ligament reconstruction? A systematic review. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2011; 19:1168–77.

107. Hreljac A, Marshall RN, Hume PA. Evaluation of lower extremity overuse injury potential in runners. *Med Sci Sports Exerc*. 2000; 32:1635–41.

108. Hurd WJ, Axe MJ, Snyder-Mackler L. A 10-year prospective trial of a patient management algorithm and screening examination for highly active individuals with anterior cruciate ligament injury: Part 2, determinants of dynamic knee stability. *Am J Sports Med*. 2008; 36:48–56.

109. Hurd WJ, Chmielewski TL, Axe MJ, Davis I, Snyder-Mackler L. Differences in normal and perturbed walking kinematics between male and female athletes. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2004; 19:465–72.

110. Inman VT, Ralston HJ, Todd F, Lieberman JC. *Human walking*. Williams & Wilkins; 1981.

111. Itoh H, Kurosaka M, Yoshiya S, Ichihashi N, Mizuno K. Evaluation of functional deficits determined by four different hop tests in patients with anterior cruciate ligament deficiency. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 1998; 6:241–5.

112. Jacobs CA, Uhl TL, Mattacola CG, Shapiro R, Rayens WS. Hip abductor function and lower extremity landing kinematics: sex differences. *J Athl Train*. 2007; 42:76–83.

113. Jaeger RJ, Vanitchatchavan P. Ground reaction forces during

termination of human gait. *J Biomech.* 1992; 25:1233–6.

114. Janssen KW, Orchard JW, Driscoll TR, van Mechelen W. High incidence and costs for anterior cruciate ligament reconstructions performed in Australia from 2003-2004 to 2007-2008: time for an anterior cruciate ligament register by Scandinavian model? *Scand J Med Sci Sports.* 2011; 22(4):95-501.

115. Kang HG, Dingwell JB. Separating the effects of age and walking speed on gait variability. *Gait Posture.* 2008; 27:572–7.

116. Kapandji AI, Judet T, Torres Lacomba M. *Fisiología articular: esquemas comentados de mecánica humana. 2, Cadera, rodilla, tobillo, pie, bóveda plantar, marcha.* Madrid; Paris: Editorial Médica Panamericana; Maloine; 2010.

117. Keller TS, Weisberger AM, Ray JL, Hasan SS, Shiavi RG, Spengler DM. Relationship between vertical ground reaction force and speed during walking, slow jogging, and running. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 1996; 11:253–9.

118. Kerdok AE, Biewener AA, McMahon TA, Weyand PG, Herr HM. Energetics and mechanics of human running on surfaces of different stiffnesses. *J Appl Physiol.* 2002; 92:469–78.

119. Kernozek TW, Torry MR, Iwasaki M. Gender differences in lower extremity landing mechanics caused by neuromuscular fatigue. *Am J Sports Med.* 2008; 36:554–65.

120. Kerrigan DC, Todd MK, Della Croce U. Gender differences in joint biomechanics during walking: normative study in young adults. *Am J Phys Med Rehabil.* 1998; 77:2–7.

121. Kirtley C. *Clinical gait analysis: theory and practice.* Edinburgh [u.a.]: Elsevier Churchill Livingstone; 2006.

122. Kitaoka HB, Crevoisier XM, Hansen D, Katajarvi B, Harbst K, Kaufman KR. Foot and ankle kinematics and ground reaction forces during ambulation. *Foot Ankle Int.* 2006; 27:808–13.

123. Kong PW, Candelaria NG, Smith DR. Running in new and worn shoes: a comparison of three types of cushioning footwear. *Br J Sports Med.* 2009; 43:745–9.

-
124. Korhonen MT, Mero AA, Alén M, Sipilä S, Häkkinen K, Liikavainio T, Viitasalo JT, Haverinen MT, Suominen H. Biomechanical and skeletal muscle determinants of maximum running speed with aging. *Med Sci Sports Exerc.* 2009; 41:844–56.
125. Kram R, Griffin TM, Donelan JM, Chang YH. Force treadmill for measuring vertical and horizontal ground reaction forces. *J Appl Physiol.* 1998; 85:764–9.
126. Kurz MJ, Stergiou N, Buzzi UH, Georgoulis AD. The effect of anterior cruciate ligament reconstruction on lower extremity relative phase dynamics during walking and running. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2005; 13:107–15.
127. Lai DTH, Levinger P, Begg RK, Gilleard WL, Palaniswami M. Automatic recognition of gait patterns exhibiting patellofemoral pain syndrome using a support vector machine approach. *IEEE Trans Inf Technol Biomed.* 2009; 13:810–7.
128. Lamoreux LW. Kinematic measurements in the study of human walking. *Bull Prosthet Res.* 1971; 10:3–84.
129. Laughlin WA, Weinhandl JT, Kernozek TW, Cobb SC, Keenan KG, O'Connor KM. The effects of single-leg landing technique on ACL loading. *J Biomech.* 2011; 44:1845–51.
130. Lawson BR, Stephens TM, Devoe DE, Reiser RF. Lower-extremity bilateral differences during step-close and no-step countermovement jumps with concern for gender. *J Strength Cond Res.* 2006; 20:608–19.
131. Lazaridis S, Bassa E, Patikas D, Giakas G, Gollhofer A, Kotzamanidis C. Neuromuscular differences between prepubescent boys and adult men during drop jump. *Eur J Appl Physiol.* 2010; 110:67–74.
132. Lees A, Bouracier J. The longitudinal variability of ground reaction forces in experienced and inexperienced runners. *Ergonomics.* 1994; 37:197–206.
133. Lephart SM, Ferris CM, Riemann BL, Myers JB, Fu FH. Gender differences in strength and lower extremity kinematics during landing. *Clin Orthop Relat Res.* 2002; 402:162–9.
134. Levinger P, Gilleard W. Tibia and rearfoot motion and ground reaction

forces in subjects with patellofemoral pain syndrome during walking. *Gait Posture*. 2007; 25:2–8.

135. Li L, Hamill J. Characteristics of the vertical ground reaction force component prior to gait transition. *Res Q Exerc Sport*. 2002; 73:229–37.

136. Lieberman DE, Venkadesan M, Werbel WA, Daoud AI, D’Andrea S, Davis IS, Mang’eni RO, Pitsiladis Y. Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature*. 2010; 463:531–5.

137. Lilley K, Dixon S, Stiles V. A biomechanical comparison of the running gait of mature and young females. *Gait Posture*. 2011; 33:496–500.

138. Lindström M, Felländer-Tsai L, Wredmark T, Henriksson M. Adaptations of gait and muscle activation in chronic ACL deficiency. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2010; 18:106–14.

139. Logan S, Hunter I, Hopkins T, Brent Feland J, Parcell A. Ground reaction force differences between running shoes, racing flats, and distance spikes in runners. *J Sports Sci Med*. 2010; 9:147–53.

140. López Hernández G, Fernández Hortigüela L, Gutiérrez J, Forriol F. Protocolo cinético en la rotura del ligamento cruzado anterior. *Rev Ortop Traumatol*. 2011; 55:9–18.

141. Maestro A, Ladero F. Estudio comparativo de dos sistemas de medición de la laxitud del ligamento cruzado anterior. *Rev Ortop Traumatol*. 2006; 50:263–7.

142. Magnúsdóttir H, Sveinsson T, Arnason A. Gender difference in jumping and landing among 15-18-year old icelandic national youth soccer players. *Br J Sports Med*. 2011; 45:361.

143. Malinzak RA, Colby SM, Kirkendall DT, Yu B, Garrett WE. A comparison of knee joint motion patterns between men and women in selected athletic tasks. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2001; 16:438–45.

144. Mann RA, Hagy J. Biomechanics of walking, running, and sprinting. *Am J Sports Med*. 1980; 8:345–50.

145. Marey É-J. *La Méthode graphique dans les sciences expérimentales et principalement en physiologie et en médecine*. G. Masson; 1885.

146. Martin PE, Marsh AP. Step length and frequency effects on ground

reaction forces during walking. *J Biomech.* 1992; 25:1237–9.

147. McElveen MT, Riemann BL, Davies GJ. Bilateral comparison of propulsion mechanics during single-leg vertical jumping. *J Strength Cond Res.* 2010; 24:375–81.

148. McKean KA, Landry SC, Hubley-Kozey CL, Dunbar MJ, Stanish WD, Deluzio KJ. Gender differences exist in osteoarthritic gait. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2007; 22:400–9.

149. McMahon TA, Greene PR. The influence of track compliance on running. *J Biomech.* 1979; 12:893–904.

150. McNair PJ, Prapavessis H. Normative data of vertical ground reaction forces during landing from a jump. *J Sci Med Sport.* 1999; 2:86–8.

151. Mendiguchia J, Ford KR, Quatman CE, Alentorn-Geli E, Hewett TE. Sex differences in proximal control of the knee joint. *Sports Med.* 2011; 41:541–57.

152. Milner CE, Westlake CG, Tate JJ. Test-retest reliability of knee biomechanics during stop jump landings. *J Biomech.* 2011; 44:1814–6.

153. Miller RH, Caldwell GE, Van Emmerik REA, Umberger BR, Hamill J. Ground reaction forces and lower extremity kinematics when running with suppressed arm swing. *J Biomech Eng.* 2009; 131:124502.

154. Mohammadi F, Salavati M, Akhbari B, Mazaheri M, Khorrami M, Negahban H. Static and dynamic postural control in competitive athletes after anterior cruciate ligament reconstruction and controls. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2011; 20(8):1603-10.

155. Moran KA, Clarke M, Reilly F, Wallace ES, Brabazon D, Marshall B. Does endurance fatigue increase the risk of injury when performing drop jumps? *J Strength Cond Res.* 2009; 23:1448–55.

156. Morley JB, Decker LM, Dierks T, Blanke D, French JA, Stergiou N. Effects of varying amounts of pronation on the mediolateral ground reaction forces during barefoot versus shod running. *J Appl Biomech.* 2010; 26:205–14.

157. Munro CF, Miller DI, Fuglevand AJ. Ground reaction forces in running: a reexamination. *J Biomech.* 1987; 20:147–55.

-
158. Myer GD, Paterno MV, Ford KR, Hewett TE. Neuromuscular training techniques to target deficits before return to sport after anterior cruciate ligament reconstruction. *J Strength Cond Res*. 2008; 22:987–1014.
159. Myers CA, Hawkins D. Alterations to movement mechanics can greatly reduce anterior cruciate ligament loading without reducing performance. *J Biomech*. 2010; 43:2657–64.
160. Neeter C, Gustavsson A, Thomeé P, Augustsson J, Thomeé R, Karlsson J. Development of a strength test battery for evaluating leg muscle power after anterior cruciate ligament injury and reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2006; 14:571–80.
161. Nigg BM, Bahlsen HA, Luethi SM, Stokes S. The influence of running velocity and midsole hardness on external impact forces in heel-toe running. *J Biomech*. 1987; 20:951–9.
162. Nigg BM, G KET, Federolf P, Landry SC. Gender differences in lower extremity gait biomechanics during walking using an unstable shoe. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2010; 25:1047–52.
163. Nilsson J, Thorstensson A. Ground reaction forces at different speeds of human walking and running. *Acta Physiol Scand*. 1989; 136:217–27.
164. Niu W, Wang Y, He Y, Fan Y, Zhao Q. Kinematics, kinetics, and electromyogram of ankle during drop landing: a comparison between dominant and non-dominant limb. *Hum Mov Sci*. 2011; 30:614–23.
165. Norcross MF, Blackburn JT, Goerger BM, Padua DA. The association between lower extremity energy absorption and biomechanical factors related to anterior cruciate ligament injury. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2010; 25:1031–6.
166. Novacheck. The biomechanics of running. *Gait Posture*. 1998; 7:77–95.
167. Noyes FR, Barber SD, Mangine RE. Abnormal lower limb symmetry determined by function hop tests after anterior cruciate ligament rupture. *Am J Sports Med*. 1991; 19:513–8.
168. Noyes FR, Barber-Westin SD, Fleckenstein C, Walsh C, West J. The drop-jump screening test: difference in lower limb control by gender and effect of neuromuscular training in female athletes. *Am J Sports Med*. 2005;

33:197–207.

169. Noyes FR, Schipplein OD, Andriacchi TP, Saddemi SR, Weise M. The anterior cruciate ligament-deficient knee with varus alignment. An analysis of gait adaptations and dynamic joint loadings. *Am J Sports Med.* 1992; 20:707–16.

170. Nyland JA, Caborn DN, Shapiro R, Johnson DL. Fatigue after eccentric quadriceps femoris work produces earlier gastrocnemius and delayed quadriceps femoris activation during crossover cutting among normal athletic women. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1997; 5:162–7.

171. O’Leary K, Vorpahl KA, Heiderscheit B. Effect of cushioned insoles on impact forces during running. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2008; 98:36–41.

172. Onate JA, Guskiewicz KM, Sullivan RJ. Augmented feedback reduces jump landing forces. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2001; 31:511–7.

173. Orishimo KF, Kremenich IJ. Effect of fatigue on single-leg hop landing biomechanics. *J Appl Biomech.* 2006; 22:245–54.

174. Ortiz A, Olson S, Libby CL, Trudelle-Jackson E, Kwon Y-H, Etnyre B, Bartlett W. Landing mechanics between noninjured women and women with anterior cruciate ligament reconstruction during 2 jump tasks. *Am J Sports Med.* 2008; 36:149–57.

175. Ounpuu S. The biomechanics of running: a kinematic and kinetic analysis. *Instr Course Lect.* 1990; 39:305–18.

176. Padua DA, Arnold BL, Perrin DH, Gansneder BM, Carcia CR, Granata KP. Fatigue, vertical leg stiffness, and stiffness control strategies in males and females. *J Athl Train.* 2006; 41:294–304.

177. Padua DA, Boling MC, Distefano LJ, Onate JA, Beutler AI, Marshall SW. Reliability of the landing error scoring system-real time, a clinical assessment tool of jump-landing biomechanics. *J Sport Rehabil.* 2011; 20:145–56.

178. Padua DA, Marshall SW, Boling MC, Thigpen CA, Garrett WE Jr, Beutler AI. The Landing Error Scoring System (LESS) Is a valid and reliable clinical assessment tool of jump-landing biomechanics: The JUMP-ACL study. *Am J Sports Med.* 2009; 37:1996–2002.

-
179. Papannagari R, Gill TJ, Defrate LE, Moses JM, Petruska AJ, Li G. In vivo kinematics of the knee after anterior cruciate ligament reconstruction: a clinical and functional evaluation. *Am J Sports Med.* 2006; 34:2006–12.
180. Pappas E, Hagins M, Sheikhzadeh A, Nordin M, Rose D. Peak biomechanical variables during bilateral drop landings: comparisons between sex (female/male) and fatigue (pre-fatigue/post-fatigue). *N Am J Sports Phys Ther.* 2009; 4:83–91.
181. Pappas E, Zampeli F, Xergia SA, Georgoulis AD. Lessons learned from the last 20 years of ACL-related in vivo-biomechanics research of the knee joint. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* (En prensa) 2012.
182. Paterno MV, Ford KR, Myer GD, Heyl R, Hewett TE. Limb asymmetries in landing and jumping 2 years following anterior cruciate ligament reconstruction. *Clin J Sport Med.* 2007; 17:258–62.
183. Paterno MV, Schmitt LC, Ford KR, Rauh MJ, Myer GD, Hewett TE. Effects of sex on compensatory landing strategies upon return to sport after anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2011; 41:553–9.
184. Perry J, Burnfield JM, Cabico LM. *Gait analysis: normal and pathological function.* Thorofare, NJ: SLACK; 2010.
185. Peterson CL, Kautz SA, Neptune RR. Braking and propulsive impulses increase with speed during accelerated and decelerated walking. *Gait Posture.* 2011; 33:562–7.
186. Plas F, Viel É, Blanc Y, Plaja Masip J. *La Marcha humana: cinesiología dinámica, biomecánica y patomecánica.* Barcelona: Masson; 1984.
187. Podraza JT, White SC. Effect of knee flexion angle on ground reaction forces, knee moments and muscle co-contraction during an impact-like deceleration landing: implications for the non-contact mechanism of ACL injury. *Knee.* 2010; 17:291–5.
188. Potthast W, Brüggemann G-P, Lundberg A, Arndt A. The influences of impact interface, muscle activity, and knee angle on impact forces and tibial and femoral accelerations occurring after external impacts. *J Appl Biomech.* 2010; 26:1–9.

-
189. Powers CM, Heino JG, Rao S, Perry J. The influence of patellofemoral pain on lower limb loading during gait. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 1999; 14:722–8.
190. Prodromos CC, Han Y, Rogowski J, Joyce B, Shi K. A meta-analysis of the incidence of anterior cruciate ligament tears as a function of gender, sport, and a knee injury-reduction regimen. *Arthroscopy*. 2007; 23:1320–5.
191. Quatman CE, Ford KR, Myer GD, Hewett TE. Maturation leads to gender differences in landing force and vertical jump performance: a longitudinal study. *Am J Sports Med*. 2006; 34:806–13.
192. Quatman CE, Kiapour A, Myer GD, Ford KR, Demetropoulos CK, Goel VK, Hewett TE. Cartilage pressure distributions provide a footprint to define female anterior cruciate ligament injury mechanisms. *Am J Sports Med*. 2011; 39:1706–13.
193. Queen RM, Gross MT, Liu H-Y. Repeatability of lower extremity kinetics and kinematics for standardized and self-selected running speeds. *Gait Posture*. 2006; 23:282–7.
194. Rabuffetti M, Frigo C. Ground reaction: intrinsic and extrinsic variability assessment and related method for artefact treatment. *J Biomech*. 2001; 34:363–70.
195. Reid A, Birmingham TB, Stratford PW, Alcock GK, Giffin JR. Hop testing provides a reliable and valid outcome measure during rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. *Phys Ther*. 2007; 87:337–49.
196. Riley PO, Paolini G, Della Croce U, Paylo KW, Kerrigan DC. A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects. *Gait Posture*. 2007; 26:17–24.
197. Robbins S, Waked E, Krouglicof N. Vertical impact increase in middle age may explain idiopathic weight-bearing joint osteoarthritis. *Arch Phys Med Rehabil*. 2001; 82:1673–7.
198. Roewer BD, Di Stasi SL, Snyder-Mackler L. Quadriceps strength and weight acceptance strategies continue to improve two years after anterior cruciate ligament reconstruction. *J Biomech*. 2011; 44:1948–53.
199. Rojano D, Rodriguez E, Berral de la Rosa F. Analysis of the vertical ground reaction forces and temporal factors in the landing phase of a

-
- countermovement jump. *J Sports Sci Med*. 2010; 9:282–7.
200. Roos PE, Barton N, van Deursen RWM. Patellofemoral joint compression forces in backward and forward running. *J Biomech*. 2012; 45:1656–60.
201. Rozzi SL, Lephart SM, Fu FH. Effects of muscular fatigue on knee joint laxity and neuromuscular characteristics of male and female athletes. *J Athl Train*. 1999; 34:106–14.
202. Rudolph KS, Axe MJ, Buchanan TS, Scholz JP, Snyder-Mackler L. Dynamic stability in the anterior cruciate ligament deficient knee. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2001; 9:62–71.
203. Rudolph KS, Axe MJ, Snyder-Mackler L. Dynamic stability after ACL injury: who can hop? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2000; 8:262–9.
204. Russell PJ, Croce RV, Swartz EE, Decoster LC. Knee-muscle activation during landings: developmental and gender comparisons. *Med Sci Sports Exerc*. 2007; 39:159–170.
205. Sadeghi H, Allard P, Prince F, Labelle H. Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait Posture*. 2000; 12:34–45.
206. Salci Y, Kentel BB, Heycan C, Akin S, Korkusuz F. Comparison of landing maneuvers between male and female college volleyball players. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2004; 19:622–8.
207. Samson MM, Crowe A, de Vreede PL, Dessens JA, Duursma SA, Verhaar HJ. Differences in gait parameters at a preferred walking speed in healthy subjects due to age, height and body weight. *Aging (Milán)*. 2001; 13:16–21.
208. Sánchez Lacuesta J, Prat J, Instituto de Biomecánica de Valencia. *Biomecánica de la marcha humana normal y patológica*. Valencia: Instituto de Biomecánica de Valencia; 1999.
209. Sanchis V, Gomar F. Anatomía descriptiva y funcional del ligamento cruzado anterior. Implicaciones clínico-quirúrgicas. *Rev Esp Cir Osteoart*. 1992; 27:33–42.
210. Santamaria LJ, Webster KE. The effect of fatigue on lower-limb biomechanics during single-limb landings: a systematic review. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2010; 40:464–73.

-
211. Scott-Pandorf MM, Stergiou N, Johanning JM, Robinson L, Lynch TG, Pipinos II. Peripheral arterial disease affects ground reaction forces during walking. *J Vasc Surg*. 2007; 46:491–9.
212. Schmitz RJ, Kulas AS, Perrin DH, Riemann BL, Shultz SJ. Sex differences in lower extremity biomechanics during single leg landings. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2007; 22:681–8.
213. Schot PK, Bates BT, Dufek JS. Bilateral performance symmetry during drop landing: a kinetic analysis. *Med Sci Sports Exerc*. 1994; 26:1153–9.
214. Seegmiller JG, McCaw ST. Ground Reaction Forces Among Gymnasts and Recreational Athletes in Drop Landings. *J Athl Train*. 2003; 38:311–4.
215. Seliktar R, Yekutieli M, Bar A. Gait consistency test based on the impulse-momentum theorem. *Prosthet Orthot Int*. 1979; 3:91–8.
216. Shelburne KB, Pandy MG, Anderson FC, Torry MR. Pattern of anterior cruciate ligament force in normal walking. *J Biomech*. 2004; 37:797–805.
217. Shi D-L, Wang Y-B, Ai Z-S. Effect of anterior cruciate ligament reconstruction on biomechanical features of knee in level walking: a meta-analysis. *Chin Med J*. 2010; 123:3137–42.
218. Shkuratova N, Morris ME, Huxham F. Effects of age on balance control during walking. *Arch Phys Med Rehabil*. 2004; 85:582–8.
219. Shultz SJ, Beynnon BD, Schmitz RJ. Sex differences in coupled knee motions during the transition from non-weight bearing to weight bearing. *J Orthop Res*. 2009; 27:717–23.
220. Shultz SJ, Levine BJ, Nguyen A-D, Kim H, Montgomery MM, Perrin DH. A comparison of cyclic variations in anterior knee laxity, genu recurvatum, and general joint laxity across the menstrual cycle. *J Orthop Res*. 2010; 28:1411–7.
221. Shultz SJ, Nguyen A-D, Leonard MD, Schmitz RJ. Thigh strength and activation as predictors of knee biomechanics during a drop jump task. *Med Sci Sports Exerc*. 2009; 41:857–66.
222. Shultz SJ, Schmitz RJ, Nguyen A-D, Chaudhari AM, Padua DA, McLean SG, Sigward SM. ACL Research Retreat V: an update on ACL injury risk and prevention, March 25-27, 2010, Greensboro, NC. *J Athl*

Train. 2010; 45:499–508.

223. Silvers HJ, Mandelbaum BR. Prevention of anterior cruciate ligament injury in the female athlete. *Br J Sports Med.* 2007; 41(Supl 1):i52–9.

224. Simon SR, Paul IL, Mansour J, Munro M, Abernethy PJ, Radin EL. Peak dynamic force in human gait. *J Biomech.* 1981; 14:817–22.

225. Simpson KJ, Jiang P. Foot landing position during gait influences ground reaction forces. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 1999; 14:396–402.

226. Smith M, Sizer P, James CR. Effects of fatigue on frontal plane knee motion, muscle activity, and ground reaction forces in men and women during landing. *J Sports Sci Med.* 2009; 8:419–27.

227. Stacoff A, Diezi C, Luder G, Stüssi E, Kramers-de Quervain IA. Ground reaction forces on stairs: effects of stair inclination and age. *Gait Posture.* 2005; 21:24–38.

228. Stephens TM 2nd, Lawson BR, DeVoe DE, Reiser RF 2nd. Gender and bilateral differences in single-leg countermovement jump performance with comparison to a double-leg jump. *J Appl Biomech.* 2007; 23:190–202.

229. Stephens TM 2nd, Lawson BR, Reiser RF 2nd. Bilateral asymmetries in max effort single-leg vertical jumps. *Biomed Sci Instrum.* 2005; 41:317–22.

230. Sutherland DH. The evolution of clinical gait analysis part III--kinetics and energy assessment. *Gait Posture.* 2005; 21:447–61.

231. Swartz EE, Decoster LC, Russell PJ, Croce RV. Effects of Developmental Stage and Sex on Lower Extremity Kinematics and Vertical Ground Reaction Forces During Landing. *J Athl Train.* 2005; 40:9–14.

232. Taylor KA, Terry ME, Utturkar GM, Spritzer CE, Queen RM, Irribarra LA, Garrett WE, DeFrate LE. Measurement of in vivo anterior cruciate ligament strain during dynamic jump landing. *J Biomech.* 2011; 44:365–71.

233. Thomas AC, McLean SG, Palmieri-Smith RM. Quadriceps and hamstrings fatigue alters hip and knee mechanics. *J Appl Biomech.* 2010; 26:159–70.

234. Vanezis A, Lees A. A biomechanical analysis of good and poor performers of the vertical jump. *Ergonomics.* 2005; 48:1594–603.

-
235. Vaquero J, Calvo J, Forriol F. Reconstrucción del ligamento cruzado anterior. *Trauma Fund MAPFRE*. 2008; 19:22–38.
236. Vescovi JD, Canavan PK, Hasson S. Effects of a plyometric program on vertical landing force and jumping performance in college women. *Phys Ther Sport*. 2008; 9:185–92.
237. Viel E. *La marcha humana, la carrera y el salto: Biomecánica, exploraciones, normas y alteraciones*. Elsevier España; 2002.
238. Viosca Herrero E. Estudio biomecánico comparativo entre el patrón de marcha humana normal y del amputado tibial. [Tesis Doctoral] Universidad de Valencia 1993.
239. Walsh M, Arampatzis A, Schade F, Brüggemann G-P. The effect of drop jump starting height and contact time on power, work performed, and moment of force. *J Strength Cond Res*. 2004; 18:561–6.
240. Walsh MS, Ford KR, Bangen KJ, Myer GD, Hewett TE. The validation of a portable force plate for measuring force-time data during jumping and landing tasks. *J Strength Cond Res*. 2006; 20:730–4.
241. Weber WE, Weber E. *Mechanics of the human walking apparatus*. Berlin; New York: Springer-Verlag; 1991.
242. Webster KE, Gonzalez-Adrio R, Feller JA. Dynamic joint loading following hamstring and patellar tendon anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2004; 12:15–21.
243. Webster KE, Santamaria LJ, McClelland JA, Feller JA. Effect of fatigue on landing biomechanics after anterior cruciate ligament reconstruction surgery. *Med Sci Sports Exerc*. 2012; 44:910–6.
244. Weinhandl JT, Joshi M, O'Connor KM. Gender comparisons between unilateral and bilateral landings. *J Appl Biomech*. 2010; 26:444–53.
245. Weyand PG, Sandell RF, Prime DNL, Bundle MW. The biological limits to running speed are imposed from the ground up. *J Appl Physiol*. 2010; 108:950–61.
246. Weyand PG, Sternlight DB, Bellizzi MJ, Wright S. Faster top running speeds are achieved with greater ground forces not more rapid leg movements. *J Appl Physiol*. 2000; 89:1991–9.

-
247. Whittle M. *Gait analysis: an introduction*. Edinburgh; New York: Butterworth-Heinemann; 2003.
248. Wikstrom EA, Tillman MD, Kline KJ, Borsa PA. Gender and limb differences in dynamic postural stability during landing. *Clin J Sport Med*. 2006; 16:311–5.
249. Winter DA. Kinematic and kinetic patterns in human gait: Variability and compensating effects. *Hum Mov Sci*. 1984; 3:51–76.
250. Winter DA. *The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological*. Waterloo, Ont.: University of Waterloo Press; 1991.
251. Wolf P, List R, Ukelo T, Maiwald C, Stacoff A. Day-to-Day consistency of lower extremity kinematics during walking and running. *J Appl Biomech*. 2009; 25:369–76.
252. Yeow CH, Lee PVS, Goh JCH. Effect of landing height on frontal plane kinematics, kinetics and energy dissipation at lower extremity joints. *J Biomech*. 2009; 42:1967–73.
253. Yeow CH, Lee PVS, Goh JCH. Regression relationships of landing height with ground reaction forces, knee flexion angles, angular velocities and joint powers during double-leg landing. *Knee*. 2009; 16:381–6.
254. Yeow CH, Lee PVS, Goh JCH. An investigation of lower extremity energy dissipation strategies during single-leg and double-leg landing based on sagittal and frontal plane biomechanics. *Hum Mov Sci*. 2011; 30:624–35.
255. Zadpoor AA, Nikooyan AA. The relationship between lower-extremity stress fractures and the ground reaction force: a systematic review. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2011; 26:23–8.
256. Zatsiorsky VM, IOC Medical Commission, International Federation of Sports Medicine. *Biomechanics in sport: performance enhancement and injury prevention*. Oxford [UK]; Malden, MA, USA: Blackwell Science; 2000.
257. Zazulak BT, Hewett TE, Reeves NP, Goldberg B, Cholewicki J. Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk: a prospective biomechanical-epidemiologic study. *Am J Sports Med*. 2007; 35:1123–30.

258. Zazulak BT, Ponce PL, Straub SJ, Medvecky MJ, Avedisian L, Hewett TE. Gender comparison of hip muscle activity during single-leg landing. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2005; 35:292–9.

259. Zeni JA Jr, Higginson JS. Differences in gait parameters between healthy subjects and persons with moderate and severe knee osteoarthritis: a result of altered walking speed? *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2009; 24:372–8.

260. Zhang SN, Bates BT, Dufek JS. Contributions of lower extremity joints to energy dissipation during landings. *Med Sci Sports Exerc.* 2000; 32:812–9.

261. Zifchock RA, Davis I, Hamill J. Kinetic asymmetry in female runners with and without retrospective tibial stress fractures. *J Biomech.* 2006; 39:2792–7.

262. Zifchock RA, Davis I, Higginson J, McCaw S, Royer T. Side-to-side differences in overuse running injury susceptibility: a retrospective study. *Hum Mov Sci.* 2008; 27:888–902.